

Univerzita Karlova v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Vliv tapu aplikovaného v oblasti hlezenního kloubu na
nástup svalové únavy m. tibialis anterior a m.
gastrocnemius**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:
MUDr. David Pánek

Autor diplomové práce:
Bc. Zdeněk Louda

Praha, duben 2009

ABSTRAKT / ABSTRACT

Louda, Z.: Vliv tapu aplikovaného v oblasti hlezenního kloubu na nástup svalové únavy m. tibialis anterior a m. gastrocnemius

Louda, Z.: The Effect of Ankle Taping on the Onset of the Muscle Fatigue of M. Tibialis Anterior a M. Gastrocnemius

Východiska: Taping se hojně používá jednak jako preventivní a stimulační prostředek v oblasti sportu a jako prostředek terapeutický při léčbě poruch pohybového aparátu. Vliv tapingu doposud není jednoznačně objasněn stejně tak jako mechanismus, kterým tape ovlivňuje svaly a jejich výkonnost respektive unavitelnost. V publikacích se dozvíme o vlivech a benefitech tapingu, některé publikace se shodují v teoriích vlivu, avšak objektivně není prokázán mechanismus jeho působení na organismus.

Cíl: Cílem práce je vytvořit přehled teoretických poznatků týkajících se tematiky tapingu, vytvořit na základě teoretických poznatků hypotézu a podle ní sestavit klinickou studii. Ta zkoumá, zda-li má taping funkčního třmene nohy vliv na aktivitu vybraných svalů bérce.

Metodika: U pěti subjektů bez předchozích traumat v oblasti hlezna byl srovnáván průběh mediánu frekvence EMG signálu při konstantní izometrické svalové kontrakci o intenzitě 30% MVC po dobu dvou minut na m. triceps surae a m. tibialis anterior v podmínkách bez a s aplikací tapu funkčního třmene nohy. Hodnoty mediánu frekvence v podmínkách s aplikací tapu byly porovnávány se stavem bez aplikace tapu a vzájemně mezi sebou pomocí statistické funkce T-test.

Výsledky: V teoretické části se podařilo vytvořit dostatečný teoretický podklad k osvojení dané problematiky, což sloužilo ke zvládnutí vlastního měření a interpretace jeho výsledků. V klinické studii nebylo potvrzeno, že aplikace tapu funkčního třmene nohy oddálí nástup svalové únavy m. tibialis anterior a m. gastrocnemius, sledované na frekvenčním spektru EMG signálu, a to ve srovnání se stejnými podmínkami bez aplikace tapu. T-test byl negativní v 50% případů a hypotéza tedy vzhledem k teoretickým předpokladům není jednoznačně platná.

Klíčová slova: taping, svalová únava, elektromyografie, m. triceps surae, m. tibialis anterior

Key words: taping, muscle fatigue, electromyography, m. triceps surae, m. tibialis anterior

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně pod vedením
MUDr. Davida Pánka a použil jsem při tom pouze citované literatury.

V Praze dne 2009

.....
Zdeněk Louda

Na tomto místě bych chtěl poděkovat MUDr. Davidu Pánkovi za individuální způsob vedení a celkový přístup, který byl pro mě inspirací nejen při psaní diplomové práce.

Souhlasím s půjčováním této diplomové práce v rámci knihovních služeb.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

CNS	centrální nervová soustava
EMG	elektromyografie, elektromyografický
m.	sval (musculus)
mm.	musculi
MUAP	sumační potenciál motorické jednotky (motor unit action potential)
MVC	maximální volní kontrakce (Maximal Voluntary Contraction)
Obr.	obrázek
SA	typ mechanoreceptorů s pomalou adaptací (Slowly Adapting)
RA	typ mechanoreceptorů s rychlou adaptací (Rapidly Adapting)
Tab.	tabulka

OBSAH

ABSTRAKT / ABSTRACT	2
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	6
OBSAH	7
1. ÚVOD	9
2. CÍL PRÁCE A STANOVENÉ HYPOTÉZY	10
2.1. CÍL PRÁCE	10
2.2. STANOVENÉ HYPOTÉZY	11
3. TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE	12
3.1. NEUROFYZIOLOGICKÉ ASPEKTY STUDIE	12
3.1.1. Neuron	12
3.1.2. Excitabilita, akční potenciál	12
3.1.3. Svalová buňka	13
3.1.4. Motorická jednotka	14
3.1.5. Svalová kontrakce	14
3.1.5.1. Izometrická kontrakce	15
3.1.5.2. Anizometrická kontrakce	15
3.1.6. Nábor motorických jednotek	15
3.1.7. Somatický senzorický systém	16
3.2. ANATOMICKÉ ASPEKTY STUDIE – ANATOMIE SVALŮ DOLNÍ KONČETINY	20
3.2.1. Svaly kyčelního kloubu	20
3.2.2. Svaly stehna	20
3.2.3. Svaly bérce	20
3.2.4. Svaly nohy	22
3.3. BIOMECHANICKÉ ASPEKTY STUDIE	24
3.3.1. Deformační odezva tělesa	25
3.3.2. Mechanické vlastnosti tapu	25
3.3.3. Biomechanické vlastnosti kůže	26
3.3.4. Biomechanické vlastnosti svalu	27
3.4. OBJEKTIVIZACE SVALOVÉ ÚNAVY	29
3.4.1. Koncepce dělení svalové únavy	29
3.5. TAPING	33
3.5.1. DEFINICE TAPINGU	33
3.5.2. INDIKACE TAPINGU	34
3.5.2.1. Indikace tapingu ve sportu	34
3.5.2.2. Indikace tapingu ve fyzioterapii	37
3.5.3. POUŽÍVANÉ MATERIÁLY	37
3.5.3.1. Elastické pásky	37
3.5.3.2. Neelastické pásky	38
3.5.3.3. Podkladový materiál pro taping	39
3.5.3.4. Obvazová technika	40
3.5.3.5. Ortézy - bracing	41
3.5.4. TECHNIKA TAPINGU	42
3.5.4.1. Praktické poznámky k technice tapingu	45
3.5.5. DOBA PONECHÁNÍ TAPU	46
3.5.5.1. Trvanlivost aplikovaného tapu	47
3.5.6. DISKUTOVANÉ VLIVY TAPINGU A MECHANISMY JEHO VLIVU	48
3.5.6.1. Vliv tapingu na aferentní cití	49
3.5.6.2. Vliv tapingu na redukci bolesti	51
3.5.6.3. Taping z hlediska nástupu aktivace svalů	52
3.5.6.4. Taping jako limitující faktor ve výkonu	53
3.5.6.5. Taping jako biofeedback	53
3.5.6.6. Vliv tapingu na podporu cirkulace krve	54
3.6. ZÁVĚR	54

4. METODIKA KLINICKÉ STUDIE	56
4.1. Technické vybavení pro získávání dat.....	56
4.2. Zkoumaný soubor.....	56
4.3. Způsob aplikace tapu a specifikace labilní podložky	56
4.4. Sběr a analýza dat.....	57
4.4.1. Sběr dat.....	57
4.4.2. Analýza dat.....	61
5. VÝSLEDKY	62
5.1. Analýza výsledných parametrů	62
5.2. Výsledky z pohledu stanovených hypotéz.....	64
6. DISKUZE	65
7. ZÁVĚR.....	70
8. LITERATURA	71
9. PŘÍLOHY	77
9.1. Histogramy zachycující změnu frekvenční charakteristiky EMG signálu při izometrických kontrakcích v podmínkách bez tapu a s tapem.....	77
9.1.1. PROBAND 1	78
9.1.2. PROBAND 2	79
9.1.3. PROBAND 3	80
9.1.4. PROBAND 4	81
9.1.5. PROBAND 5	82
9.2. Ilustrační obrázky k anatomii svalů bérce	83
9.3. Žádost o vyjádření etické komise a vzor informovaného souhlasu.....	85

1. ÚVOD

Taping je hojně využívanou metodou jak ve sportu tak ve fyzioterapii. Při jeho aplikaci v praxi se často setkáváme s pozitivními efektem a jeho přínos převážně u sportovců je v dnešní době taktéž neoddiskutovatelný. Ve sportu slouží jako prevence před opakujícími se poraněními, ale nyní i jako prostředek pro stimulaci určitých svalových skupin pro jejich optimální zapojení v pohybových vzorcích. Ve stejném smyslu pracuje s tapem fyzioterapeut, který ho aplikuje za účelem navrácení svalové rovnováhy, podpory odtoku lymfy, či odlehčení měkké tkáně pod tapem.

Mechanismus, pomocí kterého tape opravdu funguje a umožňuje tak výsledné přínosy, které taping podle různých autorů přináší, a které budou v této práci diskutovány, zůstává ovšem nejasný. Studie, jež se snaží mechanismus objasnit, jsou zaměřeny vždy velice úzce a vzhledem k tomu, že existuje mnoho typů tapu, který je možno aplikovat různým způsobem na různá místa, a pokud uvážíme specifitu pacienta a také specifitu terapeuta, který tape aplikuje, je těžké objektivně posoudit výsledné efekty a hlavně porovnávat výsledky studií mezi sebou.

Obsahem teoretické části studie jsou poznatky o tapingu a jeho efektech a další nutné teoretické podklady v rámci problematiky práce. Experimentální část zahrnuje vlastní měření a zhodnocení jeho výsledků. Jeho cílem je zjistit, zda má taping v oblasti hlezenního kloubu vliv na svalovou koordinaci respektive na nástup svalové únavy u m. tibialis a m. gastrocnemius během fyzické zátěže. Vodítkem budou sledované frekvenční EMG parametry naměřené během izometrické kontrakce výše uvedených svalů.

2. CÍL PRÁCE A STANOVENÉ HYPOTÉZY

2.1. CÍL PRÁCE

Teoretická část práce zahrnovala důležité poznatky o vlivech tapu a problematika samotné klinické studie tak byla uvedena do širších souvislostí, které napomáhají k objasnění mechanismu tapingu. Tak jako v jiných klinických studiích je zaměření práce úzké a výsledky mohou přispět k řešení problematiky pouze dílčím způsobem. Cílem práce je ověřit objektivizační metodou, zda-li v praxi platí níže uvedené hypotézy. Ty vycházejí z předpokladu, že tape má vliv na nástup svalové únavy a pro konkrétní účel byly vybrány m. tibialis anterior a m. triceps surae. Jak vyplývá z teoretické části, jako objektivizační metoda byla vybrána povrchová elektromyografie.

Zde je třeba podrobněji popsat předpoklady, ze kterých hypotézy vycházejí. Odkazují se tímto na studie Glicka (1976), Feuerbacha a Grabinera (1993), Grabinera (1994) a Heita (1996) a Simoneaua (1997), které podporují tvrzení, že tape má vliv na zlepšení kloubního polohocitu a to skrze receptory kůže. Pokud vycházíme z tohoto předpokladu, měl by kvalitnější proprioceptivní vstup do centrální nervové soustavy zapříčinit kvalitnější koordinovanější řízení daných svalů - pohyb by se tak měl stát ekonomičtější a měla by se zlepšit kloubní propriocepce. Souvislost mezi koordinací a ekonomizací pohybu propaguje ve svých publikacích Véle (1997). Ekonomičtější a efektivnější pohyb by měl potom vést k oddálení svalové únavy v podmínkách s tapem oproti podmínkám bez tapu.

Jako tapovací technika byl zvolen tape funkčního třmenu nohy, což je tape skládající se ze dvou pásek vedených ze středu planty přes malleolus medialis resp. lateralis a končící 5cm nad oběma malleoly. Jako vyvolávající faktor svalové únavy bylo zvoleno přešlapování (step) na labilní podložce, která zhoršovala nejen kloubní stabilitu v hlezenním kloubu ale i celkovou posturální stabilitu. Vybraným ukazatelem pro sledování svalové aktivity potom svalová únava při izometrické svalové kontrakci, která byla prováděna před a po stepu a která byla hodnocena na základě změny frekvenčního spektra signálu povrchové EMG.

2.2. STANOVENÉ HYPOTÉZY

Hypotéza č.1

Sledované hodnoty frekvenčního spektra EMG signálu budou vykazovat odlišné charakteristiky u měření izometrických kontrakcí po stepu na labilní podložce bez aplikace tapu oproti měření po stepu s aplikací tapu.

Hypotéza č.2

Aplikace tapu funkčního třmene nohy při stepu oddálí nástup svalové únavy sledované na frekvenčním spektru EMG signálu na měřených svalech ve srovnání se stejnými podmínkami bez aplikace tapu.

3. TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE

3.1. NEUROFYZIOLOGICKÉ ASPEKTY STUDIE

3.1.1. Neuron

Nervová buňka je základní stavební kámen nervové soustavy. Je tvořena tělem (somatem), odstředivým výběžky (axonem) a dostředivými výběžky (dendrity), které vedou vzruchy z ostatních buněk. Na konci axonu buňky je tzv. presynaptický knoflík, což je terminální větvení s rozšířením axonu, a tvoří presynaptickou část synapse, struktury sloužící k přenosu vzruchu mezi dvěma neurony. Postsynaptickou část tvoří potom dendrit jiného neuronu. Specifickým druhem synapse je nervosvalová ploténka, která umožňuje komunikaci mezi nervem a svaľem (Dufek, 1994).

Nervová vlákna jsou obalena myelinovou pochvou, což jsou gliové elementy Schwannových buněk. Toto obalení není pravidelné a na vláknu se střídají místa s vysokou hustotou Schwannových buněk s místy, kde myelin chybí (Keller, 1999). Tak vznikají tzv. Ranvierovy zářezy, což je struktura napomáhající k urychlení vedení akčního potenciálu (viz níže). Obecně dělíme vlákna na rychlá a pomalá podle toho, jak silně jsou myelinizována, respektive jak rychle vedou nervové vzruchy.

Nervové buňky, které se podílí na tvorbě periferních nervů, patří funkčně k systému motorickému, sensitivnímu, či vegetativnímu. Motorické buňky (motoneurony), které ovládají svalstvo trupu a končetin, mají tělo uložené v předním rohu míšním a svým axonem dosahují na nervosvalovou ploténku a tak umožňují nervosvalový přenos (Dufek, 1994). Odčleněním vláskových výstupů (fila radicularia) z předních a zadních míšních rohů a po jejich spojení před foramen intervertebrale vzniká smíšený periferní nerv.

3.1.2. Excitabilita, akční potenciál

Semipermeabilní membrána buňky odděluje extra- a intracelulární tekutinu. V obou prostorech je přibližně stejný počet iontů, avšak v intracelulárním prostoru je více aniontů a v extracelulárním prostoru více kationtů. Tím vzniká potenciální rozdíl v napětí 80 – 90mV, což nazýváme klidovým membránovým potenciálem. Tento stav je aktivně udržován buněčnými mechanismy (Keller, 1999).

Na základě těchto principů může přechodnou změnou membránového potenciálu - depolarizací, po které následuje restituce potenciálu na původní hodnotu - repolarizace, vzniknout nervový vzruch. Sekvence změn (depolarizace a depolarizace) představuje nervový impuls a na EMG se zobrazí jako akční potenciál.

Excitabilita označuje stav dráždivosti neuronu. Můžeme sledovat buď snížený práh dráždivosti, tj. pokud je buňka již předem mírně depolarizována, stačí menší potenciální rozdíl k vyvolání impulsu, zatímco pokud je buňka hyperpolarizována, je třeba většího potenciálního rozdílu a tento stav označujeme jako snížení excitability (Keller, 1999).

Nervový vzruch se šíří podle zákona „vše nebo nic“, tzn. amplituda akčního potenciálu není závislá na povaze a intenzitě podnětu, ale na tom, zda-li tato intenzita překročí hodnotu prahu. Určitou dobu po průchodu vzruchu je axon nedráždivý – tzv. absolutní refrakterní fáze a nebo částečně dráždivý – tzv. relativní refrakterní fáze.

3.1.3. Svalová buňka

Svalová tkáň zaujímá asi 40% tělesné váhy. Existují dva typy svalových vláken: intrafusální a extrafusální. Oba druhy obsahují myofibrily, které jsou tvořeny střídavě se překrývajícími molekulami svalových proteinů – aktinu a myosinu (Dufek, 1994).

Extrafusální vlákna jsou inervována axony alfa motoneuronů a jejich kontrakce vede k produkci svalové síly. Intrafusální vlákna jsou seskupena do specializovaných útvarů – svalových vřetének a jsou inervována senzitivními i motorickými neurony (Keller, 199).

Nejmenší kontraktilní jednotka, ohraničená dvěma tzv. Z-pruhy se nazývá sarkomera. Za sebou řazené sarkomery potom tvoří myofibrily a ty dále tvoří primární svalový snopec. Sval je potom oddělen několika vrstvami vaziva, přičemž nejhlouběji se nachází endomysium, více primárních svalových snopců obaluje perimysium a sekundární svalové snopce jsou zavzaty do epimysia a fascie svalu na jeho samotném povrchu (Čihák, 2002).

Rozlišujeme základně 3 typy svalů: kosterní příčně pruhované svalstvo, srdeční svalstvo a hladké svalstvo útrobních orgánů. Každý typ svalu má jinou charakteristiku kontrakce podle toho, jaké typy svalových vláken ve svalstvu převažují (viz tabulka níže).

Typ svalového vlákna	I	II a	II b
rychlost stahu	<i>nízká</i>	<i>vysoká</i>	<i>vysoká</i>
odolnost k únavě	<i>velká</i>	<i>malá</i>	<i>malá</i>
převažující cesta získávání energie	<i>aerobní</i>	<i>aerobní i anaerobní</i>	<i>anaerobní</i>
barva (myoglobin)	<i>červená</i>	<i>bílá</i>	<i>bílá</i>

Tab. 1: Charakteristika typů svalových vláken (Keller, 1999)

3.1.4. Motorická jednotka

Je považována jako základní strukturální a funkční jednotka motorického systému. Její součástí je motoneuron, jeho axon a všechna svalová vlákna, která jsou motoneuronem inervována. Pokud je motoneuron v předním rohu míšním dostatečně excitován či inhibován okolními dendrity převážně descendentních motorických drah, objeví se postsynaptický potenciál. Jestliže součet postsynaptických potenciálů překročí určitou prahovou hodnotu, vzniká v oblasti iniciálního segmentu akční potenciál (Dufek, 1994).

Vlna depolarizace se šíří cestou nervosvalové ploténky do svalových vláken a hovoříme potom o svalovém akčním potenciálu (muscle action potential – MAP) (Dufek, 1994). Potenciál, který je součtem jednotlivých MAP celé motorické jednotky, se nazývá potenciál motorické jednotky (motor unit action potential - MUAP nebo MUP). Výsledná sekvence MUAP je nazývána motor unit action potencial train (MUAPT).

3.1.5. Svalová kontrakce

Nervosvalový impuls způsobuje na nervosvalové ploténce uvolnění acetylcholinu, jako synaptického mediátoru. Acetylcholin se váže na receptory postsynaptické membrány a vyvolává její depolarizaci – svalový akční potenciál (MUAP) (Dufek, 1994). Akční potenciál se dostává dovnitř vlákna až k centrálním myofibrilám, dochází ke změně koncentrace Ca^{++} , které se vylíje ze sarkoplazmatického retikula do intracelulárního prostoru a následuje navázání aktinu na myosin. Vzniká aktomyosinový komplex, který umožňuje svalovou kontrakci, a to v případě, že je do svalu dodávána energie ve formě ATP.

3.1.5.1. Izometrická kontrakce

Je taková aktivace svalu, při níž délka svalu zůstává stálá, ale mění se napětí ve svalu. Pokud je izometrická kontrakce prováděna konstantní silou, průměrné množství svalových vláken, které jsou aktivní, zůstává stejné. Faktorem, který ovlivňuje MUAP při izometrické kontrakci o konstantní síle, je rychlost vedení akčního potenciálu ve svalu. Pokud je izometrická kontrakce tak silná, že způsobuje okluzi nebo stagnaci krve ve svalu, potom je rychlost vedení akčních potenciálů zpomalena změnou obsahu H^+ a K^+ iontů v intersticiu. U většiny svalů končetin a zádových svalů je omezován tok krve od 30% maximální volní kontrakce.

Svou roli v rychlosti vedení hraje také okolní teplota a teplota svalu. U submaximálních kontrakcí, které netrvají déle jak 15 sekund, se zvýší teplota ve svalu o $0,5^{\circ}C$. To vede ke zrychlení vedení vzruchu asi o 1,5%, což dle De Lucy není zcela rozhodující.

3.1.5.2. Anizometrická kontrakce

Je to typ svalové aktivace, kdy se sval viditelně zkracuje od obou konců ke středu a následkem je patrná a rychlá akce. Na rozdíl od izometrické kontrakce tu nedochází ke zpomalení průtoku krve. Sval není v neustálé kontrakci a naopak střídání kontrakce a relaxace pomáhá svalu lépe cirkulovat metabolity vzniklé při spalování energie. Např. m. soleus je označován za tzv. svalovou pumpu, protože jeho anizometrická aktivita při chůzi vyhání krev žilami směrem k srdci a tak nedochází ke stagnaci krve v dolních končetinách (Lewitt, 2003). EMG měření při anizometrické kontrakci je obtížné, protože charakter MUAP a kauzální vlivy lze obtížně identifikovat (De Luca, 2001).

3.1.6. Nábor motorických jednotek

Síla kontrakce je závislá na počtu aktivovaných motorických jednotek a na frekvenci jejich aktivity. Motorické jednotky pracují nezávisle na sobě a proto je výsledný pohyb plynulý – mluvíme o náboru motorických jednotek. Postupné zapojování dalších jednotek se nazývá prostorová sumace („recruitment“). Motorická jednotka může obsahovat desítky až stovky svalových vláken a podle jejich náboru je

pohyb buď jemný a diferencovaný nebo silový hrubý. Při náboru se aktivují nejdříve menší motorické jednotky, které mají nižší práh dráždivosti a aktivují se při malé síle, při maximálním úsilí se aktivují velké motorické jednotky. Tento jev je označován jako Henemannův princip (Heneman's law).

Při pohybu se aktivují jednotlivé motorické jednotky asynchronně v lineární závislosti na vyvíjeném úsilí (fenomén se nazývá Adrianův-Bronckův zákon nebo fenomén nabírání motorických jednotek) (Véle, 1997). Jednotlivé motorické jednotky mají tedy vlastní rytmus výbojů – proto asynchronní nábor. Navyšování síly plynulou gradací se děje pomocí prostorové sumace, tedy zapojení většího počtu motorických jednotek. Tímto způsobem nelze dosáhnout takové jednorázové síly, jako je tomu u “časové sumace”, kdy jde o synchronní nábor motorických jednotek, které vybíjejí vyšší frekvencí, než v předchozím případě. Tento proces je nelineární a sakadovaný. Je přítomen ve chvíli, kdy chceme přechodně vyvinout silný moment síly, a svalová vlákna se stahují rychlostí přibližně 50x za sekundu.

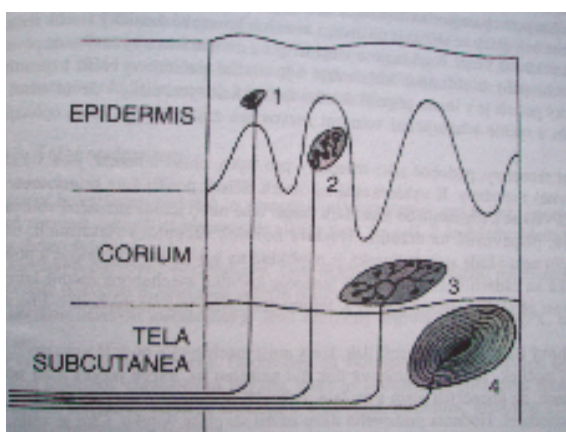
3.1.7. Somatický senzorický systém

Vzhledem k tématice práce je dobré uvést obecnou charakteristiku senzorického systému, kvality cití a typy receptorů. Somatický senzorický systém zachycuje a zpracovává informace z povrchu těla, hlubokých tkání a vnitřních orgánů. Detekované podněty spadají do několika modalitních skupin: algické cití (podněty poškozující tkáně), termické cití (chladové a tepelné podněty), níže podrobněji popsane mechanické cití (mechanické podněty z povrchu těla) a propioceptivní cití (pohyby svalů a kloubů).

Koží receptory

Z pohledu tapingu jsou důležité hlavně receptory v oblasti kůže a svalů a jejich propojení s kloubními propioceptory. Mechanické (taktilní) koží receptory reagují na deformaci kůže či podráždění vlasů a z rozdílných kvalit podnětu se potom skládá v CNS taktilní vjem, což umožňuje rozpoznat tvary, strukturu či povrch předmětu. Receptory jsou klasifikovány nejen podle morfologických kritérií, ale i podle rychlosti adaptace. Morfologicky se tedy dělí na buď volná nebo různě opouzdrěná myelinizovaná zakončení aferentních nervových vláken typu A_{β} . Schopnost a doba

adaptace receptoru je odvislá od toho, jakou rychlostí dochází k poklesu amplitudy generátorového potenciálu nebo poklesu frekvence akčních potenciálů generovaných tímto vláknem. Proto rozlišujeme pomalu adaptující („slowly adapting – SA“) se taktilní receptory, které produkují elektrický signál po celou dobu působení podnětu a rychle se adaptující receptory („rapidly adapting – RA“), které zareagují pouze na začátek nebo konec mechanického stimulu. Na **obrázku** . jsou uvedeny jednotlivé morfologicky odlišné receptory a to, v jaké hloubce tkáně jsou umístěny. (Králíček, 1995).



Obr. 1: *Typy kožních mechanoreceptorů (Králíček, 1995)*

- 1 – Merkelovy disky
- 2 – Meissnerova tělíska
- 3 – Ruffiniho tělíska
- 4 – Vater - Paciniho tělíska

Z hlediska působení tapu jsou nejdůležitější Merkelovy disky a Ruffiniho tělíska a to proto, že spadají do skupiny pomalu se adaptujících receptorů. Merkelovy disky jsou pomalu adaptující se receptory a označují se jako SA – I. Jsou uloženy nejvýše v epidermis a optimálním podnětem je pro ně dotek nebo lehký tlak. Ruffiniho tělíska jsou lokalizována v hlubokých vrstvách koria a označují se SA – II. Optimálně reagují na napínání kůže, zvláště je-li působeno pohybem prstů nebo končetiny. Předpokládá se proto, že se podílejí na propiocepci. Právě proto by zkvalitnění jejich citlivosti tappingem mělo mít vliv na propiocepci kloubní.

Kromě adaptace periferní existuje také adaptace centrální, za kterou jsou zodpovědné centrální neurony senzorických drah. Centrální adaptace trvá obecně déle než periferní adaptace receptorová. (Vrbová, 2009, dle Trojan, 1996)

Dalšími dvěma druhy receptorů jsou Meissnerova tělíska (RA – I) a Vater – Paciniho tělíska (RA – II), která se adaptují rychle a nejlépe reagují na vibrace mezi 0 do 300 Hz, a aplikaci tapu tedy nerozpoznají.

Stejně tak kožní termoreceptory, které reagují na teplo a chlad a dále skupina kožních nociceptorů, do které spadají termosenzitivní nociceptory, mechanosenzitivní receptory a polymodální nociceptory, nehrají významnou úlohu v detekci tapu a zpracovávání informací o jeho mechanickém tahovém působení na kůži. Teplo, chlad ani bolest totiž nejsou jevy, které by měl tape přinejmenším prakticky způsobovat.

Proprioceptory

Detekují vzájemnou polohu a pohyby jednotlivých částí těla. Končetinová propriocepce informuje o úhlové poloze kloubů, vzájemné poloze končetin, jejich postavení vzhledem k hlavě a trupu, rychlost a množství pohybů v kloubech a napětí svalů a šlach. Kloubní receptory jsou iritovány na konvexní straně kloubu natažením a na konkávní straně zřasením. I zde dělí Vélé (1997) receptory na pomalu a rychle se adaptující. Pomalu adaptující se receptory (statické) vyhodnocují hlavně polohu v kloubu a rychle se adaptující receptory (dynamické) jsou citlivé spíše na začátek a konec pohybu v kloubu („receptory ON/OFF“).

Svalová propriocepce

Zbylé receptory, tj. svalová vřeténka, Golgiho šlachové orgány a Ruffiniho kožní tělíska, signalizují ustálenou pozici v kloubu, jsou tedy statická. Nervosvalová vřeténka odpovídají na protažení svalu a rychlost změny jeho délky. Golgiho šlachová tělíska informují o napětí ve šlachách a informace přenášejí A alfa vlákna. Informace z těchto receptorů putují do CNS aferentními nervovými vlákny typu A_α a A_β .

Svalové vřeténko

Svalová vřeténka jsou hlavním proprioceptivním orgánem svalu a funkčně je dělíme na tonická a fázická (statická a dynamická). Vřeténko je receptor nastavený na

určitý stupeň citlivosti. Ve svalu rozeznáváme kromě svalových vřetének (intrafusálních vláken) i okolní svalová vlákna, která jsou mimo vřeténko a jsou nazvána extrafusální. Ta jsou inervována motorickými vlákny alfa, zatímco svalová vřeténka jsou descendetně nastavována retikulární formací přes motorická vlákna gama. Vřeténko má dva kontraktilní póly, které jsou odděleny uprostřed receptorem reagujícím na změny napětí ve svalu, které provázejí změnu jeho délky. Zvýšení napětí ve svalu zaznamená středový receptor a tato vzruchová aktivita vstupuje zadním kořenem míšním do interneuronové míšní sítě a ascendentně postupuje dále jednak do formatio reticularis a jednak do mozečkových jader, odkud je jemně doregulována excitabilita motoneuronů a tím je řízena pohybová koordinace.

Důležitá je v rámci propiocepce vzruchová aktivita do antagonistických svalových skupin. Interneuronovou sítí se vzruchy šíří jednak k neuronům antagonisty, které inhibuje a druhak vstupuje komisurálními drahami do kontralaterální míchy, odkud potom inhibuje kontralaterálního agonistu a facilituje antagonistu. Podrážděním kontraktilních pólů vřeténka systémem gama lze přenastavovat virtuálně délku a svalů a tím se přednastaví práh dráždivosti motoneuronů alfa (Véle, 1997)

Golgiho šlachové tělísko

Podobným propioceptivním orgánem jako svalové vřeténko je i Golgiho šlachové tělísko, pro jehož protažení a podráždění je potřeba podstatně vyšší napětí. Má tedy vyšší práh dráždivosti a nelze ho na rozdíl od svalového vřeténka dopředu měnit. Facilitační a inhibiční funkce Golgiho aparátu působí proti funkci svalového vřeténka a může se uplatnit teprve, když napětí na šlaše přesáhne určitou mez.

Informace o taktilním čítí a propioceptci se přenášejí pomocí lemniskálního systému drah do retikulární formace, odkud je potom ascendentními drahami jdoucími do diencefala nastavována úroveň logistických funkcí (cirkulace, ventilace, metabolismus) a descendentními drahami ovlivňována úroveň excitability motoneuronů. Aferentní signály přicházejí také do limbického systému, který jejich vyhodnocením rozhodne o primární orientaci pohybu, a do oblasti bazálních ganglií a cerebella, odkud jsou řízeny některé základní motorické funkce. Vzruchy přicházejí až do oblasti kortexu, kde zvýšením neurální aktivity ovlivňují stav bdělosti (Véle, 2004).

3.2. ANATOMICKÉ ASPEKTY STUDIE – ANATOMIE SVALŮ DOLNÍ KONČETINY

Oblast dolních končetin přenáší gravitační zátěž těla přes kyčelní kloub na kolenní kloub a odtud přes hlezenní kloub na vlastní oblast chodidla, které vytvoří vlastní kontakt se zemí. Dolní končetiny fungují jako dynamická oporná báze a současně jako aktivní systém, který umožňuje a koriguje vzpřímené držení, ale i jako systém čidel posturálních změn, které se projevují změnou rozložení tlaku na chodidlech. Svaly dolní končetiny vytvářejí skupiny podle vztahu k velkým kloubům. Jsou to: skupina svalů kyčelního kloubu, skupina svalů stehenních, svaly bérce, svaly nohy.

3.2.1. Svaly kyčelního kloubu

1. Přední svaly kyčelního kloubu: m. iliopsoas
2. Zadní svaly kyčelního kloubu: m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. gluteus minimus, m. tensor fasciae latae
3. Pelvitrochanterické svaly: m. piriformis, m. gemellus superior, m. gemellus inferior, m. obturatorius internus, m. quadratus femoris

3.2.2. Svaly stehna

1. Ventrální skupina svalů stehna: m. sartorius, m. quadriceps femoris
2. Mediální skupina svalů stehna: m. pectineus, m. adductor longus, m. adductor brevis, m. adductor magnus, m. obturatorius externus
3. Dorsální skupina svalů stehna: m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus

3.2.3. Svaly bérce

Vzhledem k tématu práce je nutné pro ucelenost uvést přesnější anatomické parametry svalů bérce.

Přední skupina svalů bérce

M. tibialis anterior začíná na zevní straně tibie a membrana inerossea crusis a upíná se na os cuneiforme mediale (plantárně) a bazi 1. metatarsu. Je inervován n. peroneus profundus a je dorzální flexor v hlezenním kloubu.

M. extensor digitorum longus začíná na condylus lateralis tibiae, proximální části tibie, membrana inerossea crusis a upíná se na aponeurosis dorsalis 2.-5. prstu a na distální články prstů. Je inervován n. peroneus profundus a provádí pomocnou dorzální flexi v hlezenním kloubu, pomocnou everzi v dolním zánártním kloubu a extenzi v 2.-4. IP1 a IP2.

M. extensor hallucis longus začíná na vnitřní ploše fibuly, membrana inerossea crusis a upíná se na dorzální aponeurosu a na distální článek palce. Je inervován n. peroneus profundus. V kloubu hlezenním provádí pomocnou dorzální flexi, v I. metatarsofalangeálním kloubu provádí pomocnou extenzi a v I. interfalangeálním kloubu extenzi.

Laterální skupina svalů bérce

M. peroneus longus začíná na caput fibulae, proximální části laterální plochy fibuly a upíná se na os cuneiforme mediale (plantárně) a bazi 1. metatarsu. Je inervován n. peroneus superficialis a provádí pomocnou plantární flexi v kloubu hlezenním a everzi nohy (dorsální flexe, pronace, abdukce) v dolním zánártním kloubu.

M. peroneus brevis začíná na distální části laterální plochy fibuly a upíná se na tuberositas ossis metatarsalis quinti. Je inervován n. peroneus superficialis a provádí pomocnou plantární flexi v hlezenním kloubu a everzi nohy (dorsální flexe, pronace, abdukce) v dolním zánártním kloubu.

Dorsální skupina svalů bérce - povrchová vrstva

M. triceps surae má caput medialis a caput lateralis, které začínají na epicondylus medialis femoris a epicondylus lateralis femoris, a druhou jeho částí je m. soleus, který začíná na caput fibulae a linea m. solei tibiae (arcus tendineus m. solei). Všechny tři složky svalu se upínají pomocí tendo calcaneus (Achillis) na tuber calcanei. Mezi tuber calcanei a šlachou je bursa tendinis calcanei n. tibialis, kterým je sval

inervován. M. triceps surae provádí v kolenním kloubu pomocnou flexi (m. gastrocnemius), v hlezenním kloubu plantární flexi a v dolním zánártním kloubu pomocnou inverzi nohy (plantární flexe, addukce, supinace).

M. plantaris začíná na epicondylus lateralis femoris a jeho úpon splývá s Achilovou šlachou. Je inervován n. tibialis a provádí pomocnou plantární flexi v kloubu hlezenním.

Dorsální skupina svalů bérce - hluboká vrstva

M. popliteus začíná na epicondylus lateralis femoris a upíná se nad linea musculi solei. Je inervován n. tibialis a provádí pomocnou flexi v kloubu kolenním a pomocnou vnitřní rotace bérce ve flexi.

M. tibialis posterior začíná na zadní straně tibie, vnitřní ploše fibuly, membrana inerossea crusis a upíná se na tuberositas ossis navicularis a spodní plochu klínových kostí. Je inervován n. tibialis a provádí pomocnou plantární flexi v kloubu hlezenním a inverzi nohy (plantární flexe, addukce, supinace) v dolním zánártním kloubu.

M. flexor digitorum longus začíná na zadní ploše tibie a upíná se na distální články 2.-5. prstu. Je inervován n. tibialis a provádí pomocnou plantární flexi v kloubu hlezenním, inverzi nohy (plantární flexe, addukce, supinace) v dolním zánártním kloubu, pomocnou flexi v kloubu metatarsofalangeálním, flexi IP2 kloubů a pomocnou flexi IP1 kloubů.

M. flexor hallucis longus začíná na zadní ploše fibuly a upíná se na distální článek palce. Je inervován n. tibialis a provádí pomocnou plantární flexi v hlezenním kloubu a inverzi nohy v dolním zánártním kloubu. Dále provádí flexi v I. metatarsofalangeálním a I. interfalangeálním kloubu.

3.2.4. Svaly nohy

1. Svaly na hřbetu nohy, jsou funkčně extenzory palce a prstů: m. extensor digitorum brevis, m. extensor hallucis brevis

2. Svaly v plantě:

a) Svaly palce: m. abductor hallucis, m. flexor hallucis brevis, m. adductor hallucis

b) Svaly malíku: m. abductor digiti minimi, m. flexor digiti minimi brevis

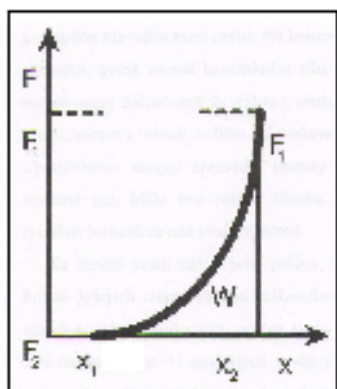
- c) Svaly střední skupiny: m. flexor digitorum brevis a mm. Lumbricales
- d) Musculi interossei plantares et dorsales

V kapitole Přílohy ilustruji tuto kapitolu dvěma anatomickými schématy.

3.3. BIOMECHANIKÉ ASPEKTY STUDIE

Pokud pohlížíme na taping z biomechanického hlediska, je těžké najít studii, zabývající se objasněním mechanického vlivu tapu. Obecně můžeme říci, že tape poskytne kůži možnost opory, tedy že může kůži „odlehčit“ mechanické nároky, které jsou na ni kladené v cílové oblasti. Aplikací vznikne komplex „kůže-páska“ (Vrbová 2009, dle Jaklová, 1999) a mění se tak mechanické vlastnosti tohoto komplexu.

Východisko pro to, že tape ovlivňuje biomechaniku svalu je teze, kterou uvádí ve své práci Jaklová (1999). Tvrdí, že zaujmutí a udržení určité polohy segmentu tak, aby byla stabilní, je možné pouze pokud se součet velikostí všech sil působících na daný segment rovná nule. Při působení vnějších sil na daný segment jsou za udržení polohy zodpovědné zejména svaly, šlachy a vazy (v krajních polohách segmentu kostní struktury), jejichž výsledná síla F vyrovnává vnější silové působení. Pokud aplikujeme tape, docílíme tím přidání síly, která je v případě pevného tapu jakousi „zarážkou“ pro pohyb v segmentu a v případě elastického tapu napomáhá návratu do původní polohy, přičemž vektor síly koresponduje se směrem nalepení tapu. Proto je k udržení stávající polohy nutná menší síla, nežli síla původní. Postupné odlehčování aktivního svalu popisuje níže uvedené schéma.



Obr. 2: Při popisu postupného odlehčování konstantně vzrušeného svalu, který měl na počátku odlehčování poziční délku x_2 a sílu F_1 , obdržíme závislost tahové síly (F) na poziční délce svalu (x). Po úplném odlehčení sval zaujme novou poziční délku (x_1) a bude vyvíjet tahovou sílu $F_2=0$. Získaná závislost tahové síly $F(x)$ bude mít exponenciální průběh. Mechanická práce W je prací vynaloženou na protažení elastických elementů. Je dána plochou obrazce x_1, F_1, x_2 . (Vrbová, 2009)

V praxi to potom znamená, že odlehčíme zátěž v exponovaném segmentu a tak dovolíme svaly vykonat větší práci, než by vykonal bez tapu. Z terapeutického

hlediska je zde důležité, že tape tahem na kůži ovlivňuje i hlouběji položené tkáně (podkoží a fascie), které může svým tahem uvolnit.

3.3.1. Deformační odezva tělesa

Tolerance organismu na zátěž je schopnost organismu odolávat a přizpůsobovat se do určité míry účinku mechanické zátěže. Limity tolerance ohraničují pásmo "fyziologických" zátěží. Dolní limit vyjadřuje práh citlivosti organismu na nutnou a potřebnou úroveň vnějších mechanických interakcí organismu pro jeho normální vývoj a funkci. Horní limit vyjadřuje práh tolerance a "fyziologické" adaptability organismu vůči mechanické zátěži ve smyslu jeho pozitivních, nepatologických reakcí. Tyto limity jsou proměnné v průběhu života, mění se s biologickým věkem a jsou závislé na charakteru a historii zátěže, době trvání, expozici atd. (Otáhal, 2001). Dolní limit je velmi důležitý v rámci citlivosti organismu na tape, neboli mechanickou vnější deformaci. Mechanické vlastnosti tapu a způsob jeho aplikace budou značně ovlivňovat citlivost organismu a výsledkem bude individuální reakce člověka na danou vnější zátěž.

Silově deformační vliv okolního prostředí na organismus evokuje jeho specifickou odezvu. Provokuje adaptační mechanismy, které mohou mít charakter regeneračních a revitalizačních procesů a na druhé straně mohou ve své negativní formě vést k patologické reaktivitě organismu, provokovat degenerativní procesy, způsobit orgánovou dysfunkci apod. Celková odezva organismu se pak může pohybovat v široké škále reakcí v jeho chování (reakce psychické, fyziologické, pohybové, atd.), či struktury (reakce morfologické, biochemické, atd.). Podle úrovně zátěže, jejím časovém průběhu a reakce organismu pak hovoříme o zátěži podprahové, monotónní, silově rizikové, rázové, nebo vibrační. (Otáhal, 2001)

3.3.2. Mechanické vlastnosti tapu

Zde narážíme na problém užití různých druhů tapu v jednotlivých studiích. Tapy od různých výrobců pravděpodobně vykazují jiné mechanické chování při deformaci tahem. Nebyla zatím provedena studie, která by přesně popisovala mechanické

vlastnosti běžně používaných tapů, nicméně základní vlastnosti tapů jsou popsány v kapitole 'Taping – Používané materiály'.

Zajímavé a dostupné informace jsou v práci Jaklové (1999), která v experimentální části diplomové práce hodnotí materiál Fixomull Stretch, což je v praxi spolu s tapem Omnifix jeden z nejčastěji používaných tapů. Tento tape má vykazovat elastické vlastnosti v příčném směru, což ovšem nepotvrdilo pozorování, ze kterého vyplývá, že došlo k poklesu potřebné zátěžné síly k udržení počáteční deformace tapu (tzv. creep efekt). „K největšímu prodloužení pásky dochází v první minutě zátěže, míra prodloužení se zvětšuje s velikostí zátěže, neroste však lineárně, ale s přibývajícím zátěží se postupně snižuje. Maximální hodnota prodloužení pásky je přibližně 100%, přičemž k takovému tečení při praktické aplikaci běžně nedochází. V klinických podmínkách se páska vlivem zátěže prodlouží přibližně o 10 %.“ (Jaklová, 1999)

Dle Jaklové (1999) projevuje tape Fixomull Stretch pozvolný nárůst deformace při nezměněných podmínkách a prodlužuje se přitom až o 10%. Důležitým faktorem při aplikacích tapu je tedy čas, po který tape ulpívá na kůži, protože čím je delší, tím více ztrácí materiál své původní mechanické vlastnosti. Při vytvoření komplexu tape-kůže dochází však k tomu, že kůže napomáhá tapu k návratu do původní délky, protože kůže je více elastická nežli tape.

V klinických studiích je také hojně užíván Kinesio tape, který je elastický a u kterého výrobce udává pouze jedinou mechanickou charakteristiku a to „možnost elastického prodloužení o 130-140% původní délky“. Jak již byl ale řečeno, neexistuje žádný ucelený přehled o mechanických vlastnostech tapovacích pásek a je těžké dělat společné závěry pro studie, pokud není ujednocen typ tapu, jež je v nich užit.

3.3.3. Biomechanické vlastnosti kůže

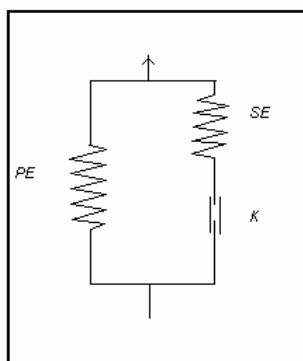
Kůže se skládá ze dvou vrstev: povrchový epitel – pokožka (epidermis), která nasedá na vazivovou vrstvu – škáru (dermis). Epidermis tvoří vícevrstevný dlaždicový epitel s proměnlivou tloušťkou buněk, které jsou na povrchu zrohovatělé a tvoří ochranu před vlivy z vnějšího prostředí. Epidermis je posunlivá po řidším podkožním vazivu. Dermis se skládá převážně z elastických a kolagenních fibril. Vlnitý průběh kolagenních vláken zajišťuje tažnost kůže, elastické fibrily jsou vyrovnávacím

zařazením, když tah v kůži povolí. Fibrily jsou upraveny ve snopce, které se proplétají a přitom šikmo kříží, takže síť snopců se skládá z úzkých, rombických ok, orientovaných zpravidla v jednom směru (Valenta, 1985). Funkcí kolagenu je zabránit poškození tkáně při mimořádných namáháních a funkcí elastinu je vrátit kůži takový tvar, který měla na počátku deformace. V první fázi deformace (asi do 50%) se kolagenní vlákna natáčí do směru silového toku a tím jsou namáhána vlákna elastinu, který je schopen návratu do původního stavu i po 100% deformaci. (Jaklová 1999, dle Valenta, 1985).

3.3.4. Biomechanické vlastnosti svalu

Svaly tvoří prostředek k tomu, aby byla vytvořena síla pro aktivní pohyb, držení, brzdění či překonávání zevní síly (Véle, 1995). Svalová vlákna sdružená do motorických jednotek produkují mechanickou energii a tvoří základní element funkce svalu řízený motoneurony. Podrobnější informace o svalové buňce a mechanismu svalové kontrakce jsou uvedeny v kapitole 'Anatomie a fyziologie periferního nervu' (viz výše).

Veškeré biomechanické vlastnosti svalů jsou výrazně interindividuální a závislé na okamžitém stavu osoby i na její komplexní historii (pohlaví, genetické předpoklady, věk, výživa, životní styl, pracovní zatížení aj.) (Katedra anatomie a biomechaniky, FTVS UK, 2004), Biomechanické vlastnosti svalu vystihuje tzv. Hillova rovnice, která vychází z energetické bilance svalové kontrakce. Při té se kromě vlastní mechanické energie uvolňuje v důsledku probíhajících chemických reakcí také teplo. (Otáhal, 2001).



Obr. 3: Hillův tříprvkový model (*PE* - paralelní elastický element, *SE* - sériový elastický element, *K* – kontraktilní element) (Křen, Rosenberg, Janíček, 1997)

Hillův tříprvkový model svalu je tvořen sériovým elastickým prvkem, paralelním elastickým prvkem, zastupujícím vlastnosti relaxovaného svalu (vazivová tkáň, cévy a inervace) a prvkem kontraktilním, který je v klidovém stavu zcela volný (má nulové napětí). Tento model dává možnost popsat mnohem širší škálu dějů a je rozšířením Hillovy rovnice, která popisovala sval v „tetanizovaném“ stavu. (Křen, Rosenberg, Janíček, 1997)

Závěrem je potřeba dodat, že tape má vliv na další struktury, které jsou uloženy hlouběji, než podkoží, fascie a sval. Fakt, že tape aplikovaný na kůži zasahuje i do hlubších struktur je evidentní při patelofemorálním tapingu, kdy je tapem přes slabou vrstvu kůže a podkoží tažena kostní struktura (v tomto případě patela) tak, aby byl optimalizován její pohyb ve femorálním sulcu intercondylaris a eventuálně došlo k odlehčení ligamentum patellae. Tvzení podporují i studie zkoumající aplikaci redresivních stabilizačních tapů - jako příklad lze uvést taping hlezenního kloubu. Wilkerson (2002) zkoumal vztah mezi luxačním poraněním kotníku a subtalárním kloubem a zjistil, že rigidní tape může ovlivnit stabilitu v subtalárním kloubu prostřednictvím pasivní kloubní stabilizace. Je těžké zobecňovat tyto jevy na základě dílčích tapovacích metodik na různých částech těla, ale i přesto je v klinických studiích vliv tapu na kostní, ale samozřejmě i pasivně stabilizační struktury (šlachy, vazy, kloubní pouzdra) opakovaně potvrzený.

3.4. OBJEKTIVIZACE SVALOVÉ ÚNAVY

V případě této studie byla použita jako objektivizační metoda surface EMG – povrchové EMG, kdy je elektrická aktivita svalu analyzována podle nervosvalové excitace svalové tkáně na nervový podnět z CNS. Je zobrazením aktivního stavu svalu, kdy dochází ve svalové buňce k transformaci chemické energie na energii mechanickou a tepelnou. Dílčí akční potenciály, které přísluší jednotlivým depolarizačním procesům jednotlivých svalových buněk, interferují v signál, který je snímán na povrchu těla a má charakteristický tvar a průběh. K objektivizaci svalové aktivity respektive únavy se užívá frekvenční analýzy EMG signálu (De Luca, 2001).

Definice únavy je obtížná a to z toho důvodu, že se jí zabývá široké pole disciplín. Dá se přirovnat k synonymům malátnost, slabost, nebo nevykonnost. K popisu příznaku ve vztahu k nějaké konkrétní činnosti se většinou používá výraz snadná unavitelnost (Nouza a Svoboda, 1998). Pro problematiku práce je ale důležitá hlavně definice z hlediska fyziologického.

3.4.1. Koncepce dělení svalové únavy

Koncepci svalové únavy se jako první snažil popsat Bills (dle De Luca, 2001), který chápal únavu ve třech dimenzích: jako psychickou, objektivní svalovou a fyziologickou. Psychickou únavou máme na mysli subjektivní pocit ztráty motivace, pozornosti, pohotovosti a bystrosti. Objektivní svalová únava je chápána jako měřitelné snížení pracovního výkonu. Třetí dimenze je potom fyziologická, kterou Bills popisoval jako únavu na úrovni fyziologických procesů. V souvislosti s fyziologickou únavou Chaffin (dle De Luca, 2001) uvedl pojem lokální svalová únava, která je spojena s neschopností vykonávat dále požadovaný výkon, se svalovým třesem a místní bolestí. Později byla rozpracována koncepce periferního a centrálního nástupu svalové únavy. V roce 1982 proběhlo v Londýně Ciba foundation symposium, v průběhu kterého byl termín svalové únavy definován následovně:

1. porucha rozumového provedení
2. porucha motorického provedení
3. vzestup EMG aktivity při prováděném pohybu

4. posun EMG výkonového spektra směrem k nižším frekvencím
5. porucha výstupní svalové síly

Pánek (2009)

Parametry doprovázející nástup svalové únavy:

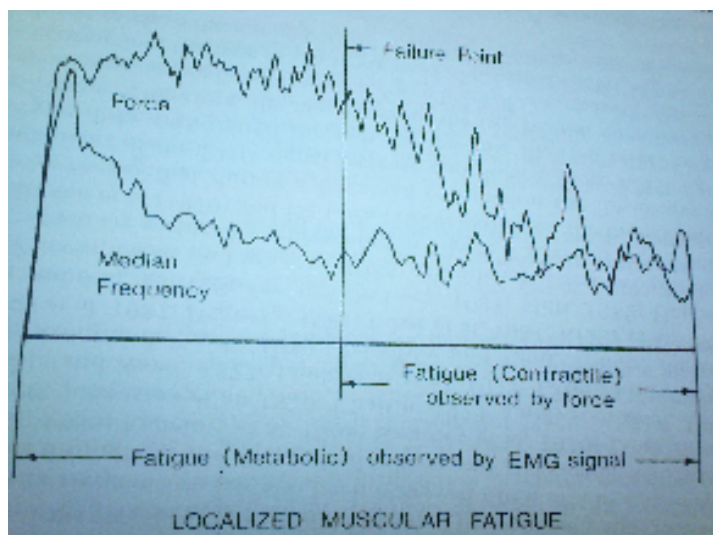
1. vzestup úsilí při udržování výstupní svalové síly
2. pocit diskomfortu či bolesti související se svalovou aktivitou
3. vnímání poruchy generované výstupní svalové síly

Z pohledu biomechanického je však vhodné tyto výše uvedené parametry upřesnit. Mechanické vlastnosti svalu, výstupní svalová síla, elektrická aktivita svalu a logistika svalu se výrazně liší, studujeme-li svalovou kontrakci v režimu statickém či dynamickém. Nejjednodušším stavem pro biomechanické hodnocení nástupu svalové únavy je izometrická kontrakce, která byla z tohoto důvodu vybrána jako sledovaný parametr experimentu a kterou můžeme popsat následovně:

1. stacionární výstupní svalová práce v závislosti na čase
2. stacionární délka svalu (sarkomery) v závislosti na čase

Narušení stacionarity každého jednoho z výše uvedených faktorů vede ke změně rovnovážného stavu, který ovlivní ostatní parametry. Následnou změnu stavu můžeme označit termínem nástup svalové únavy. Z pohledu neurofyzilogického byl centrální nástup únavy definován jako časoprostorové snížení aktivace alfa motoneuronů ovlivněné vyššími úrovněmi CNS. V této souvislosti je zmiňována důležitost motivace, která tento typ nástupu svalové únavy oddaluje. (Pánek, 2009)

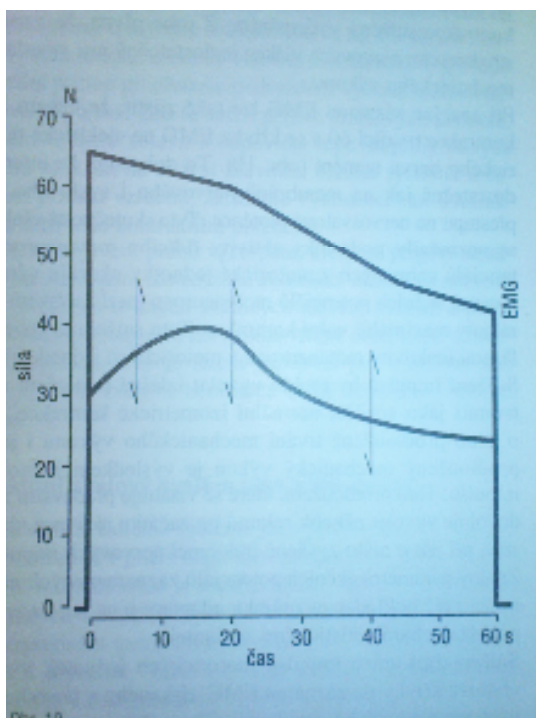
De Luca (2001) popisuje svalovou únavu jako stav svalu, kdy klesá výstupní síla svalu, což koreluje s poklesem frekvenčního spektra EMG signálu. Dle De Lucy je nástup svalové únavy ovlivněn psychickými a fyzickými faktory, přičemž není známa jejich přesná závislost. Podle poklesu mediánu frekvence lze odečíst postupující svalovou únavu na EMG (tzv. metabolická únava), což ilustruje obrázek 4. Neschopnost pokračovat ve výkonu se potom projeví na EMG jako tzv. izoelektrická linie, kdy ve svalu není vzruchová aktivita. V souvislosti se svalovou únavou lze také pracovat s termínem „práh vyčerpání“ nebo „failure point“ (De Luca, 2001), který je popisován jako neschopnost pokračovat dále v podávaném výkonu o konstantní intenzitě (Scherrer, 1995).



Obr. 4: Graf vyjadřuje vztah mezi kontraktilní únavou („Contractile Fatigue“) vyjádřenou pomocí poklesu síly („Force“) a únavou metabolickou, zaznamenanou pomocí EMG („Metabolic Fatigue“) vyjádřenou pomocí poklesu mediánu frekvence („Median Frequency“) při izometrické kontrakci. (De Luca, 2001) Nástup „Failure Pointu“ je dle De Luca bod v čase, kdy klesá výstupní síla. V grafu však De Luca nepopisuje, kdy tento bod nastává nebo jaká byla počáteční síla kontrakce vzhledem k MVC. Je však zřejmé, že změna výstupní síly svalu při izometrické kontrakci má svůj korelát ve frekvenčním spektru EMG signálu.

Nevýhodou vymezení „failure point“ je, že pokud chceme svalové únavě např. předejít nebo jí nějakým způsobem ovlivnit, musíme vždy čekat, než „failure point“ nastane, a když nastane, lze jej potom těžko ovlivňovat natož mu předcházet. (De Luca, 2001). Přesto jsou však informace o svalové únavě cenné a můžeme vycházet z předpokladu, že frekvenční EMG analýza svalu užita v experimentu této diplomové práce je vhodným parametrem ke sledování nástupu svalové únavy.

Co se týče vymezení centrálního nástupu svalové únavy, jsou zajímavé poznatky Scherrera (1995), který uvádí, že proces únavy řídicího systému nebyl nikdy klinicky potvrzen. Uvádí toto: „Pokud je mechanická odpověď svalu srovnávána v podmínkách vnější elektrické stimulace a volní izometrické kontrakce při maximální výstupní síle, docházíme k závěru, že je shodná. Jinak řečeno, elektrická stimulace unaveného svalu nevyvolá vyšší mechanickou odpověď nežli volní izometrická kontrakce, což vidíme na obrázku 5.“



Obr. 5: Mechanické změny a jejich projevy na EMG při maximální kontrakci trvající 60s. Horní křivka ukazuje pokles síly kontrakce, dolní křivka integrovanou elektrickou aktivitu svalu se třemi záznamy EMG vyvolanými při maximální stimulaci elektrickým proudem. (Scherrer, 1995)

Souhrnně můžeme říci, že otázka nástupu svalové únavy není doposud vyřešena. Pozornost je především zaměřena na problematiku periferního nástupu únavy. Obecně se autoři shodují, že nástup svalové únavy je asociován s narušením $\text{Na}^+\text{-K}^+$ rovnováhy, změnami intracelulárních hodnot pH, akumulací anorganického fosfátu, snížením energetických rezerv nutných pro restituci ATP, akumulací volných radikálů, snížením intracelulární koncentrace Ca^{2+} . Diskutabilní je v současnosti vliv akumulace intracelulárních vodíkových iontů H^+ (Pánek, 2009).

3.5. TAPING

3.5.1. Definice tapingu

Taping (z anglického: *tape* = páska, *taping* = ovinutí, zpevnění páskou) je metodou, při které aplikujeme na kůži náplast'ové pásy o různé velikosti v různém směru tak, abychom docílili specifických tahů v daných oblastech.

Autoři se shodují na tom, že slouží k prevenci poškození kloubních spojení nebo minimalizaci bolestí a otoků již poraněných kloubů během pohybové aktivity (Páral, 2008; Mosby, 2005; Alexander, R., 2007; Alexander, et al., 2006; Spina et al., 2002). Tyto definice však nepokrývají celý rozsah působnosti tapingu a často popisují taping z aspektu sportovního, který stále převažuje nad aspektem rehabilitačním. Taping totiž má své kořeny především ve sportu. Souvisí s objevením lepicí pásky (leukoplasti) a v České republice nachází první uplatnění a využití v osmdesátých letech 20. století, zejména díky iniciativě zkušených hokejových masérů Křížka a Martínka. (Matějů, 2004, dle Hnízdil, Lichtenberg, 1989).

O tapingu tedy můžeme hovořit ze dvou základních hledisek. Sportovní taping vzešel z potřeby stabilizace kloubů pro urychlení jejich rekonvalescence a prevence jejich dalšího poranění. Naproti tomu taping ve fyzioterapii využívá navíc proprioceptivní, zpětnovazebnou, facilitační či inhibiční funkci tapu a pracuje s ovlivňováním svalového tonu v rámci svalových dysbalancí a poruch pohybového aparátu (Hermachová, 2007; Pavlů, 2008; Liebenson, 2007; Alexander, 2007). Obě tyto hlediska tapingu by se však měly shodovat v jeho základních mechanizmech působení. Viditelnou spojnici sportovního a fyzioterapeutického tapingu je možné nalézt v soudobém profesionálním sportu, kde snaha dosáhnout maximálního výkonu způsobila urychlený rozvoj všech podpůrných prostředků, mezi které taping rozhodně patří.

K náplast'ové zpevňující fixaci se používají speciální elastické a neelastické (pevné) náplast'ové pruhy. V některých konkrétních případech je možné využít místo tapingu jinou alternativu - aplikace elastických či pevných obinadel, popřípadě ortéz. Těmto skupinám je věnována samostatná kapitola. Metoda tapingu je do určité míry přechodem mezi elastickou obvazovou bandáží a pevnou sádrovou fixací (Páral, 2008).

Na rozdíl od pevných ortéz je aplikace tapu náročnější jak na čas, tak na samotnou techniku a pokud je tape aplikován na těžko dostupná místa, je nutná třetí

osoba pro aplikaci. Výhodou je například zase fakt, že taping na rozdíl od některých pevných typů ortéz umožňuje snazší a pohodlnější pohyb nejen ve sportu, ale i v běžných denních činnostech (příkladem může být používání obuvi).

3.5.2. Indikace tapingu

Dle Párala (2008) má použití tapingu účel preventivní – cílem je zabránit poranění kloubního spojení při sportovním nebo jiném pohybovém výkonu, přičemž je před aplikací nutno vyšetřit kloubní rozsah (Mosby, 1995), dále účel léčebný – zpevnění nebo znehybnění kloubu a okolních měkkých tkání a urychlení procesu hojení nebo dočasná podpora hojícího se zranění, nebo rehabilitační – cílem je urychlení rehabilitační fáze a umožnění určitého rozsahu pohybu poraněného kloubu a s tím související omezení úbytku svalové hmoty.

Obecně se tedy dá říci, že tape je indikován pro odlišné stavy ve sportu a ve fyzioterapii, přičemž v obou případech je indikován konkrétně pro jeho požadované vlivy. Nejčastěji se hovoří o těchto jevech: inhibice hyperaktivních synergistů a antagonistů, facilitace hypoaktivních synergistů, podpora propriocepce, optimalizace postavení v kloubu, podpora odtoku krve a lymfy a redukce bolesti. Tyto vlivy, mechanismy jejich působení a studie, které se této problematice týkají, jsou předmětem kapitoly 'Efekty tapingu'.

3.5.2.1. Indikace tapingu ve sportu

U sportovců jsou kladeny vysoké požadavky na zkrácení doby rekonvalescence a tape je často používán jako podpůrný prostředek i v době, kdy sportovec aktivně sport nevykonává. Pokud dojde k vzniku traumatu, využívá se taping pro redukci otoku, redukci bolesti a omezení krajních bolestivých poloh a či pohybů v kloubech. Pokud trauma již proběhlo a poraněný kloub je dysfunkční, je potřeba zajistit kloubní stabilizaci jako prevenci před dalším poraněním (Reeves et al., 2008). Podle sportovního odvětví jsou charakteristicky zatěžovány různé kloubní, vazivové a svalové struktury a dochází k jejich zvýšenému opotřebení nebo vzniku traumat, a proto má taping své místo v oblasti sportovní medicíny (Reeves et al., 2008; Páral, 2008).

Například i jednostranné přetěžování specifických svalových skupin či vazivových a kloubních struktur je důvodem indikací k aplikaci tapu.

Sportovní tapy je nutné aplikovat pouze v době sportovní aktivity a ihned po jejím skončení je odejmout. U dlouhotrvajících léčebných procesů je ochranný taping vhodnou metodou a umožní sportovci rychlejší návrat ke sportovní aktivitě (Mosby, 1995) a to jak z čistě zdravotního, tak z motivačního hlediska (Perrin, 1954).

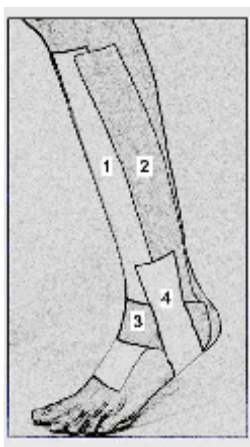
3.5.2.1.1. Sportovní aspekt tapingu hlezenního kloubu

Vzhledem k zacílení klinické studie na hlezno, obsahuje tato kapitola především poznatky týkající se vztahu traumat a tapingu v tomto regionu. V hlezenním kloubu se nejčastěji setkáváme s distorzemi, které mohou být doprovázeny traumatizací vazivového aparátu (Robbins et al., 1995). Distorze kloubů obecně způsobují laxicitu vaziva a proto má zde taping hlavně preventivní charakter (Mosby, 1995). Co se týče problematiky hlezenních kloubů, nejčastěji se setkáváme s traumaty inverzního charakteru, která jsou způsobena bez vnějších příčin při dopadu. Reeves et al. (2008) uvádí, že důležitý podíl na jejich opakovaném vzniku má poškození proprioceptivního čítí v kloubu a tak vlastně „kotník způsobí trauma sám sobě“.

Tape je buď aplikován pro rychlejší rekonvalescenci po distorzi, kdy je redukován otok a je zamezeno bolestivým exkurzím kloubu (Reeves et al, 2008, Mosby, 1995), nebo je aplikován již po vyléčení distorze u tzv. nestabilních kotníků. Zde je účelem tapu vytvořit pevnou oporu kotníku, který je chronicky náchylný k dalším distorzím (hlavně v inverzi a plantární flexi a to zejména při dopadu na zem z výskoku (Ricard et al., 2000)) a hlavně tape chrání kotník dále před bolestivými krajními polohami kloubu (Fumich et al., 1981).

Relativně málo studií se věnovalo vlivu tapu či ortézy na vlastnosti dysfunkčního kloubu, což je pravděpodobně způsobeno tím, že je náročné kompletovat dostatečný počet probandů se stejnou dysfunkcí. Wilkerson (2002) uvádí, že tři studie se zabývaly problematikou vlivu stejné semirigidní ortézy na různě dysfunkční hlezenní klouby. První ze studií nezjistila žádný signifikantní vliv ortézy na pohybovou činnost u osob, které prodělaly v minulosti distorzi kotníku. Druhá studie zjistila významné zlepšení pohybové činnosti u osob s postakutním otokem kotníku, třetí zjistila zlepšení rovnováhy taktéž u osob s postakutním otokem kotníku (Wilkerson, 2002).

Taktéž Halseth et al. (2004) provedl studii, která hodnotila tentokrát efekt Kinesio tapingu na polohocit u osob s dřívějším poraněním kotníku (distorze před méně jak šesti měsíci nebo zvýšená kloubní laxicita vaziva). Byl prováděn joint position sense test bez aplikace tapu a s aplikací kineziotapu anterolaterálně na kotníku (viz obrázek) a byly porovnávány rozdíly. V měření se však neprokázal statisticky významný rozdíl mezi joint position sense test s aplikací Kinesio tapu a bez něj a nepodpořil tedy tvrzení, že by taping podporoval propriocepci hlezenního dysfunkčního kloubu.



Obr. 6: *Kinesio Taping pro inverzní kloubní stabilitu hlezna. Zdroj: <http://www.jssm.org/vol3/n1/1/v3n1-1pdf.pdf>*

Obsáhlý souhrn článků o této problematice podává Wilkerson (2002): „Několik autorů vyhodnocovalo vliv tapingu a ortéz hlezna na výkonové schopnosti u normálních a poraněných osob. Co se týče ortéz, neexistuje shoda o tom, jaký typ (semirigidní versus elastická) je lepší. Někteří autoři zjistili, že různé formy podpory hlezenního kloubu způsobují snížení výšky vertikálního výskoku, jiní nikoliv. Někteří autoři ve svých studiích zjistili zhoršený výkon v různých aktivitách, zatímco výsledky studií jiných autorů ukazují, že nejsou rozdíly mezi podmínkami s podporou a bez podpory nohy. Většina studií srovnávající vliv tapingu a různých typů ortéz na výkonnost neobjevila signifikantní rozdíly mezi těmito dvěma podmínkami. Dá se ale říci, že jak taping tak ortéza určitě mají efektivní přínos pro omezení inverze v hleznu. Ortéza je lepší v subakutní fázi, protože je nenáročná na aplikaci – snadno snímatelná i odnímatelná a na rozdíl od tapu se dá opakovaně použít. Hraje svou roli i v redukci otoku. Tape je lepší volbou při protekci proti dynamické inverzi kotníku, kdy snižuje inverzní rychlost kotníku při simulované distorzi“.

3.5.2.2. Indikace tapingu ve fyzioterapii

V tomto případě aplikujeme tape pro kompenzaci funkčních poruch pohybového aparátu ve smyslu celku, tedy snažíme se o vytvoření svalové rovnováhy. Pomocí tapu se dá docílit buď relaxace hypertonických svalů nebo aktivace hypotonických svalů (Hermachová, 2007; Liebenson, 2007; Alexander, 2003, 2008; Host, 1995). Proto je možno tape použít jako doplňkovou metodu například při dolním nebo horním zkříženém syndromu, při epikondylalgiích, při svalové nerovnováze v oblasti ramen a lopatky, při poruchách statiky páteře, tzn. podle aktuálního funkčního stavu. Můžeme napomocť sousedícím segmentům těla, aby se funkčně propojily tím, že aplikujeme tape na svaly, skrze které mezi sebou tyto regiony komunikují (Hermachová, 2007).

Používáme pružný elastický tape protože chceme, aby se jeho vlastnosti podobaly kůži, podkoží, svalům, a abychom zasahovali do komplexu měkkých tkání přes exteroceptivní a proprioceptivní informace, na rozdíl od tapu pevného, který poskytuje spíše pevnou mechanickou oporu. Tapy je možné vrstvit a je možno použít i pevný rigidní tape jako poslední vrstvu, pokud chceme docílit vyšší pevnosti (Hermachová, 2007).

I přesto, že tape nemusí být subjektivně vnímán, má tento eferentní vstup svůj „podprahový“ vliv, který jednoznačně vstupuje do pohybových stereotypů člověka (Hermachová, 2007). Vzhledem k tomu, že tape napomáhá funkci pohybového aparátu, je možné a hlavně vhodné ponechat ho na kůži i několik dní. Tyto tapy jsou proto vyráběny z antialergenních materiálů, aby nedošlo k alergickému podráždění kůže.

Přestože mechanismus působení tapingu nebyl dosud objasněn, podle klinických výsledků se zdá být vhodnou doplňkovou metodou v úlevě od bolesti, v terapii pohybových stereotypů a umožňuje tak rychlejší rehabilitaci. V kombinaci s manuální terapií, aktivním cvičením a edukací je taping vhodný pro odstraňování poruch pohybového aparátu (Liebenson, 2007).

3.5.3. Používané materiály

3.5.3.1. Elastické pásky

Elastické tapingové pásky jsou vyrobeny ze směsí bavlněných tkanin a syntetických směsí polyamidu nebo polyesteru, které zajišťují elasticitu v podélném

nebo příčném směru. Jako adhesivní lepivá vrstva se používají polyakryláty nebo syntetický kaučuk. Používají se ke zpevnění a podpoře svalů a šlach a umožňují fyziologické roztahení a smrštění tkání v průběhu pohybu.

Elastické pásky (nejčastěji používanými tapy jsou Omnifix, Fixomull, Mefix, Kineziotex, Leukotape, Endurafix) jsou pružné příčně a pevné podélně nebo pružné v obou směrech, jejich vliv je tedy odvislý od způsobu aplikace. Zatapováním se vytvoří mírná podpora a komprese měkkých tkání (Reeves et al., 2008; MacDonald, 2004). Umožňují expanzi objemu svalu a dají se také použít jako obvazová mezivrstva (tzv. „prewrap“), na který se teprve následně aplikuje pevný tape, což je velice užitečné a šetrné ke kůži při odjímání tapu, kdy nemusíme odstraňovat ulpívající tape na kůži (Mosby 1996). Elastický tape se dá také i vrstvit a tím se dá dosáhnout větší pevnosti (Hermachová, 2007). Existují i tapy, které jsou vodě odolné a přinášejí tak další využití v oblasti vodních sportů (MacDonald, 2004).

Obr. 7: *taping za užití elastických pásek*



příklad tapingu pately



taping pro plantární fascitis



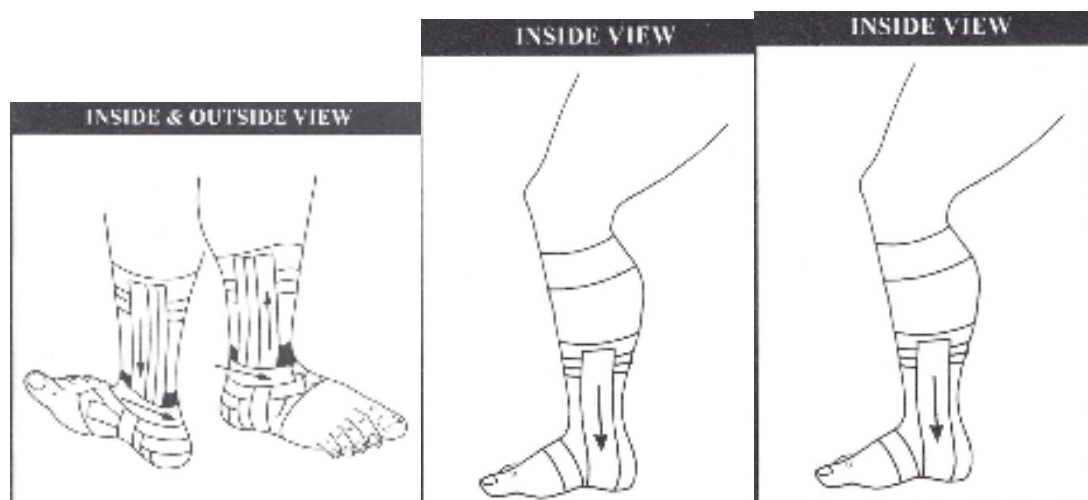
taping lýtky

Zdroj: http://www.ashburnchiro.com/Kinesio_Tape.html

3.5.3.2. Neelastické pásky

Neelastické (rigidní, sportovní) pásky jsou především bavlněné nebo je jejich základem syntetické hedvábí. Nejčastěji se setkáme s označením pevný nebo rigidní tape, v anglické literatuře potom s názvy firem Endurasports nebo Cover roll. Nosná tkanina je strukturována tak, aby bylo možno upravovat délku a šířku pásky trhnutím. Jako lepivá vrstva bývá používán kaučuk, polyakryláty nebo oxid zinečnatý. Neelastické pásky zajišťují stabilitu kloubů a minimalizují nežádoucí pohyby, jsou tedy profylaktické a podporují propriocepci (MacDonald, 2004). Využívají se ve sportu, kdy jsou tapovány klouby se zhoršenou stabilitou, např. traumatizované nestabilní kotníky (ilustrován sportovní taping dle Gibneyho), patelofemorální tape pro úpravu postavení

pately (taping dle McConnell – viz níže), ramenní klouby, kde hrozí opakované luxace, atd. Tyto tapy se také používají ke zpevnění a pevnému zajištění (ukotvení) konců elastických pásek (Páral, 2008).



Obr. 8: *Gibney's closed basketweave – stabilizační taping hlezna, který užívá pevný tape (Mosby, 1995).*

3.5.3.3. Podkladový materiál pro taping

Jako podkladový materiál je možno použít výše uvedené elastické tapy (Hermachová, 2007), na které pak aplikujeme pevný tape. Při aplikaci mají elastické tapy na rozdíl od pevných tu výhodu, že lépe přilnou ke kůži a neodlepují se při menším vrstvení. To je velice důležité zejména při tapování nohy, protože tape je na plosce nohy vystaven vyšší mechanické vnější zátěži.

Dále můžeme aplikovat elastickou bandáž - elastické fixační obinadlo a to buď samostatně (v angl. literatuře „wrap“) nebo jako podkladovou vrstvu („prewrap“), na kterou teprve aplikujeme – nejčastěji sportovní – tape. Obinadla mohou být krátkotažná a dlouhotažná, přičemž krátkotažná po aplikaci poskytují o něco větší kompresi a umožňují zvýšený rozsah pohybu v kloubu. Podle potřeby také můžeme danou oblast podložit molitanovými podložkami jako prevencí proti otlaku a nebo třeba pro mechanickou podporu ve formě „klínů“ – například v oblasti retrokapitální (tzv. retrokapitální podpora nohy).

Další materiál, který je teoreticky možné použít, je proužek Therabandu, který se ukotví pomocí tapu a který svými elastickými parametry poskytuje dostatečný tah např. v korekci halux valgus.



Obr. 9: elastické fixační obinadlo jako podkladová vrstva (červená) pod rigidní tape (bílá). Zdroj: <http://emedicine.medscape.com/article/86495-overview>

Vliv podkladových materiálů na efekt tapu je velice nejednoznačný. Co se týče aplikace elastického adhesivního obinadla („prewrap“) jako podkladové vrstvy pod tape, existují v souvislosti s instabilitou hlezna tři protichůdné studie, jejichž výsledky jsou, že taping s podkladovou vrstvou má větší (Delacerda, 1978), stejný (Manfroy et al., 1997) a nižší (Keetch, 1992) vliv na omezení inverze nohy, než taping bez podkladové vrstvy. S jistotou lze tedy těžko doporučit, zda tapovat kotník s podkladovou vrstvou či bez ní.

3.5.3.4. Obvazová technika

Kapitoly 'Obvazová technika' a 'Ortély – bracing' s tematikou tapingu v užším slova smyslu přímo nesouvisí, ale vzhledem k uvedení problematiky do širších souvislostí jsou zde zmíněny.

Obinadla (fasciae) se nepoužívají pouze jako první vrstva pod tape, ale sama o sobě mají fixační a kompresivní efekt. Obinadla se získávají řezáním rolované hydrofilní gázy. Mohou mít i zpevněný okraj, aby nedocházelo k jejich roztřepení. Existuje několik druhů obinadel podle materiálu, ze kterého jsou vyrobeny, ale jako vhodné pro fyzioterapii se jeví hlavně pružná obinadla a hadicová obinadla (Zeman, 1994).

U pružných obinadel se setkáme s velkou škálou tuhosti respektive elasticity obinadel a využíváme je podle cíle, kterého chceme dosáhnout. Při otocích volíme spíše poddajná elastická obinadla, která způsobí kompresi, ale nebudou zabraňovat krevnímu

toku škrcením. Jako podkladovou vrstvu pod tape volíme krátkotažná či dlouhotažná obinadla, která mohou mít i adhesivní charakter, což značně ulehčuje práci.

Co se týče hadicových obinadel, používají se především tzv. elastické tubulární obvazy o různé síle a velikosti ve formě rukávů na kolenní kloub, loketní, či hlezenní kloub. Jejich přínos je především kompresivní (Zeman, 1994).



Obr. 10: elastický tubulární obvaz pro kolenní kloub

Zdroj: <http://cz.hartmann.info/CZ/78644.htm>

3.5.3.5. Ortézy - bracing

Dalším pojmem souvisejícím s tapingem, který je zde nutné uvést, je užití ortézy (z angl. brace). Koncept bracingu se vyvinul z tapingu, avšak jeho nespornou výhodou oproti tapingu je to, že ortézu si člověk aplikuje sám a ortéza je opětovně použitelná a v některých případech i finančně méně náročná. Existují dva druhy ortéz, a to semirigidní a elastická (vyráběna z neoprenu). Elastická vytváří lehkou kompresi a popřípadě lehkou profylaxi kloubním exkurzím. Semirigidní ortéza vytváří zvýšenou kloubní stabilitu a omezuje pohyblivost v kloubu mnohem více než elastická.

Efekt ortézy uvádí Pedowitz (2008), který zkoumal vliv nošení semirigidní ortézy na stabilitu hlezna (resp. na incidenci distorzí hlezna) u volejbalistek, a zjistil, že ortéza statisticky významně snižuje riziko distorze hlezna. Mickel (2006) zkoumal u skupiny fotbalistů efekt tapingu a bracingu hlezenního kloubu jako profylaxi proti distorzi a nezjistil statisticky významný rozdíl mezi vlivem ortézy či vlivem tapu na incidenci distorze kotníku, obě varianty však měly významný pozitivní vliv na kloubní stabilitu.

Obr. 11: *ilustrace ortéz dolní končetiny*



- a – elastická ortéza hlezenní*
b – semirigidní ortéza hlezenní
c – elastická ortéza kolenní
d – semirigidní ortéza kolení

Zdroj: <http://www.healiohealth.com/tek9.asp?pg=products&specific=jnponpjrk>

3.5.4. Technika tapingu

Technika aplikace funkčních tapů je často neoficiální a liší se podle terapeuta a efektu, kterého chce v daný moment docílit. V kapitole je technika aplikace rozebrána z pohledu několika faktorů postavených na obecných předpokladech, které často nejsou podloženy průkaznými studiemi. Jsou to teze, že tape facilite a inhibuje svaly podle toho, v jakém směru ho přilepíme vzhledem ke svalovým vláknům, jestli ho před nalepením natáhneme, necháme v původní délce či natáhneme před aplikací kůže pod tapem.

1. směr aplikace tapu

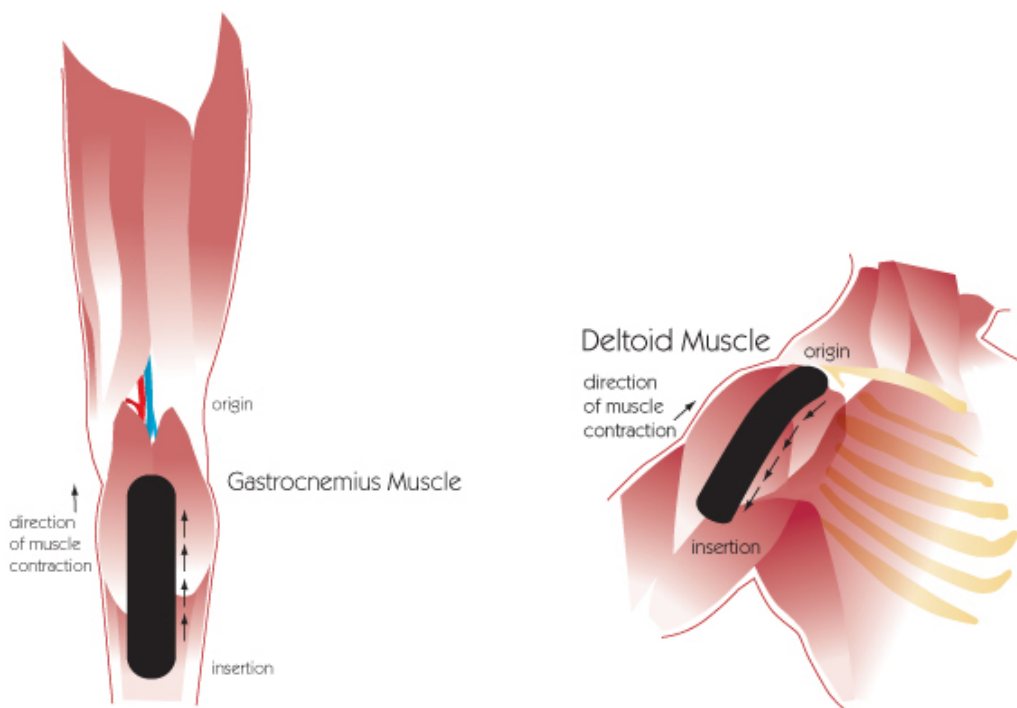
Liebenson (2007) uvádí, že aplikace tapu podél svalových vláken facilite, zatímco aplikace tapu napříč vlákna inhibuje daný sval. Tento efekt však doposud nebyl prokázán, což potvrzuje například studie Alexander et. al (2008). Ta zkoumala EMG aktivitu m. triceps surae zatapovaného v podélném a příčném směru oproti směru svalových vláken a hypotéza, že by jeden způsob aplikace facilitoval a druhý inhiboval, nebyla potvrzena.

Region, ve kterém směr aplikace tapu má signifikantní vliv, je oblast pately v souvislosti s patelofemorálním syndromem. Ze studie Macgregora et al. (2005), který hodnotil nástup aktivace m. vastus medialis a m. vastus lateralis pomocí EMG při tapingu pately vyplývá, že směr tapu má vliv na aktivitu blízko ležících svalů. Byl

proveden taping ve třech odlišně nasměrovaných tazích tapu od pately a pouze jedním z nich byla výrazně zvýšena aktivita m. vastus medialis při izometrické kontrakci celého m. quadriceps femoris při extenzi kolenního kloubu. To dokazuje, že způsob, jak tape nalepíme významně ovlivňuje svaly v jeho bezprostřední blízkosti, nikoli však svaly pod ním ležící.

Dalším faktorem, který údajně ovlivňuje aktivitu svalů, je distoproximální či proximodistální směr aplikace (Kinesio taping, 2009; Liebenson, 2009; Hermachová, 2006). Tyto koncepty uvádí, že zatímco aplikace tapu od začátku svalu k úponu sval facilituje, aplikace od úponu k začátku bude sval inhibovat (princip je ilustrován na obrázku) a provádí se přilepením pásky na jednom konci, vytvořením předpětí a pak přilepením zbylé části tapu. Tím docílíme tahu od jednoho konce tapu k druhému. Tento jev však doposud nebyl prokázán v laboratorních podmínkách.

Dokonce existuje studie, která u tapingu m. trapezius facilitační funkci tapu vyvrací. Ve studii Alexander et al. (2003) byla hodnocena excitabilita m. trapezius pomocí H-reflexu, nebyla však zjištěna vyšší amplituda H reflexu v zatapovaných podmínkách a dokonce byl u kombinace elastického a pevného tapu zaznamenán 22% pokles H-reflexu oproti podmínkám bez tapu. Výsledek studie je tedy vzhledem k předpokladům paradoxní a při nejmenším je důvodem k dalšímu zkoumání klinického efektu a metodiky facilitačního tapingu pro daný sval. I přesto, že vliv tapu se ve studii ukázal jako inhibiční, mohly by výsledky u osob s určitou poruchou funkce lopatky vypadat jinak.



Obr. 12: *inhibiční taping* *facilitační taping*
 Zdroj: http://bostonbodyworker.com/images/kinesio_pic1_bw.jpg

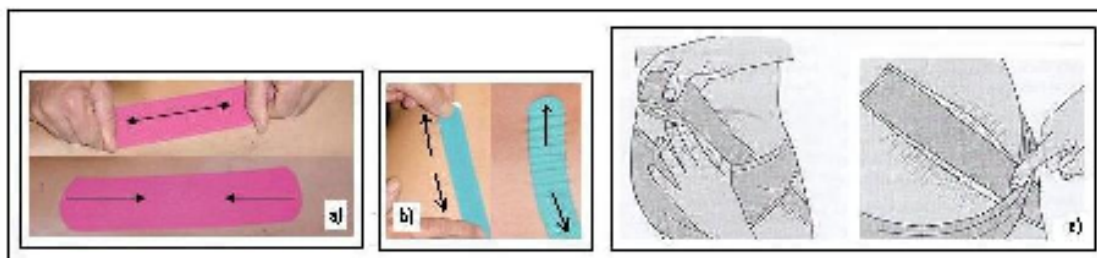
2. Tah tapu a tah na kůži

Tape je možno aplikovat na kůži ve třech podmínkách. Buď prostým natažením, nebo s využitím tahového působení tapu či kůže. U tapu aplikovaného v průběhu svalu může tedy tah působit ve smyslu svalové kontrakce, ve smyslu zkrácení, nebo naopak ve smyslu prodloužení. Touto problematikou se podrobně zabývala Vrbová (2009), která však nezjistila signifikantně významné změny při různých způsobech aplikace tapu.

U níže uvedeného obrázku vidíme v případě 'a' natažení tapu před aplikací, čímž je docíleno nařazení kůže pod tapem. To způsobí tah od konců tapu k jeho středu. Případ 'c' je výsledkem aplikace tapu v původní délce na již nařasenou kůži a má stejný princip jako případ 'a'. Pokud je tape takto aplikován, může teoreticky dojít ke zkrácení svalu a změni se vřeténková aference a tonická aktivita svalu, což může vést k inhibici svalu (Alexander et al., 2003).

Druhým způsobem je aplikace tapu na protaženou kůži, což způsobí protažení kůže od středu tapu k jeho koncům – případ 'b'. Pokud chceme podpořit krevní odtok

z daného regionu, použijeme právě tento způsob aplikace, protože se tak zvýší prostor pod kůží a podpoří krev v odtoku (Hermachová, 2006).



Obr. 13: a) *tape z elastického materiálu působící do zkrácení, protažený před nalepením na kůži (Breitenbach, 2007); b) tape lepený na protaženou kůži, který po návratu segmentu do neutrální polohy působí ve smyslu protažení (Vrbová, 2009, dle Breitenbach, 2007); c) tape lepený přes nařasenou kůži (zde příklad tapu při laterální instabilitě pánve) (Vrbová, 2009, dle Macdonald, 2004)*

Hermachová (2007) uvádí, že proximodistálními tahy můžeme taktéž odlehčit celé končetině, která je tažena gravitací dolů. Tapem je končetině vytvořena určitá forma závěsu a celkový efekt by měl být takový, že člověku nabízíme prostor, do kterého se může rozprostřít.

3.5.4.1. Praktické poznámky k technice tapingu

Obecně lze říct, že před aplikací je nutné zvážit, zda je taping pro dané poranění, prevenci poranění, či rehabilitační metodu vhodně zvolen, zda je dále vhodně zvolen typ tapu, jeho velikost, množství a oblast jeho aplikace.

Samotná aplikace začíná přípravou kožního povrchu, tj. odstraněním ochlupení a odmaštěním kůže, nejlépe lihobenzínem, nebo jiným přípravkem (existují i speciální spreje, které chrání kůži tenkým adhesivním filmem). Toto opatření je spíše preventivní a vliv na funkci tapu pravděpodobně nemá (Robbins et al. 1995). Na místa, která jsou ohrožena otlaky, a do oblastí průběhu nervových a cévních svazků je možno přikládat polyuretanové podložky.

Při vlastní aplikaci pevného tapu je možno použít dvou základních metod. Metoda páskovací, při které se jednotlivé pásy přikládají podélně v požadovaném směru a částečně se překrývají, a metoda cirkulárního přikládání, kdy se páska postupně obtáčí kolem fixované oblasti. Obě metody se mohou kombinovat. Mosby (1995) uvádí,

že pokud používáme tape jako prevenci před vznikajícím otokem, je důležité tapovat distoproximálně, aby směr aplikace tapu koreloval se směrem krevního toku. O distoproximálním směru při tapingu obecně hovoří také Alexander R. (2005) a Reeves et al. (2008).

Po aplikaci tapu následuje kontrola, při které sledujeme prokrvení kolem tapované oblasti, zda nedošlo k zaškrcení povrchových cév přílišným napětím tapu. Hodnotí se také volný a bezbolestný rozsah pohybu v kloubu (Páral 2008, Mosby, 1996), důležité jsou i subjektivní pocity pacienta.

Pro odstranění stabilizačního tapu používáme nůžky s olivkou na jedné straně, které můžeme ještě potřít gelem, abychom minimalizovali možnost poranění. Po odstranění tapu je dobré kůži ošetřit ochranným krémem (Páral, 2008). Elastické tapy užívané pro funkční efekt lze jednoduše odlepit.

To, jak bude tape fungovat, záleží na potivosti kůže, pohyblivosti kůže, užití obinadla či elastického přilnavého podkladu, aplikace adherentních sprejů (ty významně zlepšují přilnavost kůže k tapu) a samozřejmě na způsobu aplikace (Ricard et al., 2000). Způsob aplikace, který se vždy liší v závislosti na terapeutovi, je asi nejneuchopitelnější záležitostí na celé metodice, ale zároveň v ní také největší měrou tkví úspěšnost či neúspěšnost tapingu.

3.5.5. Doba ponechání tapu

Doba, po kterou necháme tape na kůži je individuální a řídí se několika faktory. Prvním z nich je důvod, proč tape aplikujeme. Buď jsou to účely sportovní (např. profylaktické protiúrazové stabilizační pevné tapy) nebo rehabilitační: inhibiční tape pro hypertonický sval. U sportovního tapu je doba aplikace jednoznačně určena trváním sportovní aktivity a proto se uvádí, že by se měl po skončení sportovní aktivity odejmout. Toto je podporováno i obavou z případné svalové atrofie, kterou redresivní fixace způsobují v důsledku imobilizace segmentu.

Toto tvrzení však částečně vyvrací studie Springingse et al. (1981) a Cordovy et al. (2000). U osob, které nosily semirigidní či elastickou ortézu po dobu osmi týdnů, nebyla zjištěna zvýšená prodleva v aktivaci m. peroneus longus, jež byl sledován pomocí EMG při náhlé inverzi v hlezenním kloubu (Cordova et al. 2000). Lze tedy říci,

že prodloužená aplikace ortézy, která má výrazně větší stabilizační funkci nežli tape, nemá vliv na neuromuskulární změny ve svalech, které dynamicky stabilizují kloub.

U funkčních tapů s rehabilitačním účelem je potřeba ponechat tape na kůži dostatečnou dobu na to, aby došlo k uvědomění si nově vzniklých podmínek a reakci či adaptaci organismu na ně. Fakt, že funkční přístup užívá hlavně elastických tapů, nedochází k omezení funkce tělních částí a subjekt tak reaguje i na podprahové senzitivní signály, které vyhodnocuje a může na jejich základě při dlouhodobé aplikaci změnit pohybový stereotyp.

Faktor, který je za jakýchkoliv podmínek neovlivnitelný, je specifická daného subjektu, který tape 'nosí'. Organismus může na tape reagovat i alergicky a to je důvod ke kontraindikaci. I subjektivní pocit omezení, které tape může přinášet, je důvodem k sejmutí tapu nebo ke změně jeho konfigurace či typu.

Dalším faktorem je typ tapovací pásky či podkladových materiálů. Pevné tapovací materiály v různé míře iritují kůži a to je důvod, proč se používá různých forem podkladových materiálů (viz kapitola 'Podkladové materiály'). Ty zajistí pohodlnější 'nošení' tapu a odlehčují přenos sil mezi kůží a svrchním tapem. Typ tapovací pásky je důležitý i z hlediska její mechanické odolnosti vůči dlouhodobé zátěži. Nejen elastické pásky, ale i pevné tapy se deformují a dochází k jejich prodloužení a pozvolné ztrátě původních vlastností. Efektem tapu v závislosti a čase se zabývá následující kapitola.

3.5.5.1. Trvanlivost aplikovaného tapu

Je sice podstatné, po jakou dobu tape necháme ponechaný na kůži, nicméně je neméně důležité vědět, po jakou dobu si tape vůbec udržuje své mechanické vlastnosti a je-li efektivní dlouhodobě. Vzhledem k podporované tezi, že taping ovlivňuje proprioceptivní aferentní systém, je nutné si položit otázku, zda-li po určité době nedochází k adaptaci kůže, podkoží, či fascií na tape.

Bylo vypracováno také několik studií, které srovnávaly efekt tapingu před a po fyzické aktivitě, která tape mechanicky namáhala. Chování pevného tapu kotníku popisuje MacDonald (2004): „50% pokles efektu tapu po 15ti minutách kruhového tréninku (Frankeny et al., 1993), 20% pokles efektu po 20ti minutách běhání systémem start/stop (Larsen, 1984), 37% ztráta kompletního pasivního rozsahu pohybu v kloubu

po 20 min volejbalového tréninku (Greene, Hillman, 1990) nebo 10-20% ztráta původního rozsahu pohybu ve všech směrech kromě dorziflexe nohy po 60 min squashe (Myburgh et al., 1984). To buď znamená ztrátu mechanických vlastností tapu nebo rozvolnění tapu následkem nedokonalé adheze.

Martin et al. (1993) také zjistili, že parametry pohyblivosti v kloubu se mohou po různém cvičení měnit. V jeho studii byl porovnáván rozsah aktivní inverze hlezna a rozsah pasivní inverze při chůzi a běhu na laterálně skloněném treadmillu. Tyto parametry byly měřeny ve dvou podmínkách: před a po dvacetiminutovém cvičení, které zahrnovalo sprint, laterolaterální pohyby, skoky a běh pozpátku. Bylo zjištěno, že tape (na rozdíl od elastické a semirigidní ortézy) dovolil signifikantně vyšší hodnotu inverze po dvacetiminutovém cvičení ve srovnání s měřením před cvičením.

Pomocí MRI skeneru zjišťoval pohyb patelárního glidu v zatapovaném kolenním kloubu dle McConnell Pfeiffer et al. (2004) a to před cvičením a po cvičení (blíže nespecifikováno). Zjistil relevantně zvýšený glide pately po cvičení ve srovnání s původní hodnotou naměřenou ihned po tapingu. Z toho plyne, že tape ztrácí v průběhu cvičení svůj efekt. V závěru dodává, že taping dle McConnell je vhodný pro cvičení o nižší intenzitě (reedukace a posilování svalu je však hlavním cílem McConnell – taping je podpůrná metoda umožňující bezbolestný průběh cvičení).

Z hlediska pasivní kloubní opory hlezna se totiž jako lepší volba jeví elastická či semirigidní ortéza. Tyto dvě totiž nevykazují významnou změnu v hodnotách inverze po třiceti minutách cvičení tak, jako tomu je u aplikace tapu (Gross et al., 1991).

Je tedy zřejmé, že tape ztrácí v průběhu času svůj vliv na kloubní stabilitu, ale co si však zachovává, je vliv na polohocit. Z výsledku studie Robbinse et al. (1995) je patrné, že aplikace stabilizačního tapu kotníku (closed basketweave s dvojitém zámkem paty – viz ilustrace) signifikantně zkvalitňuje polohocit nohy před i po pohybové aktivitě. Je také podotknuto, že propriocepce je při pohybové aktivitě snížena v důsledku nošení atletické obuvi a že taping dokáže tyto ztráty částečně kompenzovat (výsledky na boso a s obuví se totiž významně liší).

3.5.6. Diskutované vlivy tapingu a mechanismy jeho vlivu

Vzhledem k tomu, že většina studií vychází z klinických poznatků a zaměřuje se na konkrétní poruchy pohybového aparátu, je výzkum v oblasti tapingu směřován

logicky na určité tělní části. V případě této diplomové práce je to potom oblast hlezenního kloubu a tak se bude velká část uvedených studií zabývat hlavně problematikou hlezna. Pro objasnění obecně platných mechanismů jsou zde však uvedeny i studie, zabývající se jinými oblastmi pohybového aparátu člověka.

3.5.6.1. Vliv tapingu na aferentní cití

V rámci vědeckých studií je v problematice tapingu asi největším otazníkem mechanismus propioceptivní a exteroceptivní signalizace. Je zřejmé, že pomocí tahu nebo tlaku můžeme ovlivnit mechanoreceptory kůže. Tím, že aplikujeme tape, dáváme kůži nové exteroceptivní informace skrze natahování a zkracování tapu a tím zkvalitňujeme cití v zatapovaném regionu (Hermachová, 2007). Tyto kvality cití by však mohly také signalizovat informace o pohybu či poloze v kloubu (Riemann a Lephart, 2002).

Podle některých níže uvedených studií je zřejmé, že taping by mohl mít vliv na zlepšení propiocepce kloubní, tedy že by v určitém rozsahu pomáhal skrze kožní aferenci (ale i vřeténkovou aferenci) přispívat k informacím o polohocitu eventuálně pohybecitu v kloubu.

Co se týče propiocepce svalové (vřeténková aference a Golgiho aparát), její vliv na aferentní signalizaci do kloubu není úplně objasněn, což uvádí ve své studii Allison et al. (1999) a v podobném smyslu hovoří i výsledky studií Alexander et al. (2003, 2008). Na druhou stranu bylo provedeno několik studií (Robbins et al., 1995; Heit et al., 1996; Simoneau et al., 1997; Ricard, 2000), které propioceptivní vliv tapingu obhajují. Zvláštní skupinu tvoří Kinesio taping. Ačkoliv oficiálně uvádí propioceptivní ale i jiné vlivy tapu, studie neprokazují vyšší či nižší efektivitu aplikace tohoto tapu oproti ostatním. Na následujících řádcích jsou uvedeny konkrétní studie řešící tuto problematiku.

Propriocepce je velkou měrou zkoumána skrze vlivy tapingu či ortéz na polohocit a pohybecit kloubní a vzhledem k tématice práce je v této kapitole věnována pozornost zejména oblastem kolennímu a hlezennímu kloubu. Pokud totiž vycházím z hypotézy, že vliv tapu je zprostředkován převážně z receptorů kožních, je aplikace ortézy a tapu z hlediska vlivu na polohocit velice podobná.

Feuerbach a Grabiner (1993) zjistili, že semirigidní ortéza snižuje u zdravých osob anteroposteriorní a mediolaterální kyv trupu při chůzi. Domněnku, že by toto bylo způsobeno zlepšením proprioceptivního vstupu do centrální nervové soustavy, hodnotili stejní autoři ve studii rok poté (1994), kdy zjišťoval vliv semirigidní ortézy na polohocit (joint position sense) s podáním a bez podání lokálního anestetika do ligamentum talofibulare anterius nebo ligamentum calcaneofibulare v hlezenním kloubu. Ve výsledku ortéza zlepšila kloubní polohocit jak v podmínkách bez anestetika tak s anestetikem a proto je pravděpodobné, že ligamentózní mechanoreceptory nepřispěly ke zlepšení aference tolik jako kožní receptory. Aplikace ortézy tedy může zvýšit aferentní zpětnou vazbu z kožních receptorů nohy a bérce, a proto může podpořit polohocit (Feuerbach et al., 1994).

Simoneau et al. (1997) hodnotil ve své studii se zdravými osobami také polohocit (joint position perception) a jeho změnu při aplikaci tapingu. Zjistil přitom významný efekt tapu, který zvýšil schopnost kloubu rozpoznat jeho polohu v podmínkách bez dalšího vnějšího zatížení kloubu (noha byla v odlehčení). V podobné studii Heit et al. (1996) proklamuje, že taping a elastická ortéza pomáhá k lepšímu rozpoznání pohybu (specifické plantární flexe) v hlezenním kloubu. Je tedy zřejmé, že jak u ortéz, tak u tapu dochází k významnému zlepšení polohocitu, a že za to odpovídají nikoli kloubní ale kožní receptory.

Pokud je však řeč nikoliv o polohocitu – což je provedení přesného a citlivého pohybu, který má nízkou rychlost, nýbrž o reflexní odpovědi svalu na náhlé protažení, hovoří protichůdně studie Allison et al. (1999), kteří hodnotili reflexní odpověď peroneálního svalstva na náhlou dynamickou inverzi. Použili tři podmínky: bez tapu, jednoduchý profylaktický tape a cirkulární tape celého bérce. Ani v jedné z podmínek nezjistili změnu v rychlosti reflexní odpovědi svalu a učinili závěr, že neurofyzilogická odpověď na náhlou inverzi hlezna – tedy náhlou změnu délky svalu, není ovlivněna proprioceptivním nebo exteroceptivním vstupem skrz aplikaci tapingu.

Je tedy otázkou, zda je vliv tapu na aferentní cití ovlivněn rychlostí pohybu v kloubu, se kterým jsou zkoumané svaly v mechanickém vztahu. Názory na mechanismus propriocepce kloubní jsou tedy lehce rozporuplné, ale lze jednoznačně tvrdit, že vliv tapingu na polohocit a pohybocit kloubní existuje, v praxi je využíván, i když teoreticky je jeho mechanismus zatím nejasný.

3.5.6.2. Vliv tapingu na redukci bolesti

Analgetický vliv tapu je uváděn několika autory (Alexander et al., 2005; Host, 1995; Bockrath et al., 1993; Chen et. al, 2001; Spina et al.,2002), avšak subjektivní úleva od bolesti jako efekt tapingu je velice problematická s hlediska jejího mechanismu i objektivizace. Dá se totiž těžko tvrdit, jestli je výsledná redukce bolesti důsledkem vyrovnaní svalového tonu hypertonických a hypotonických svalových vláken, změněného nastavení kloubních ploch (a to pokud kloub tapem stabilizujeme nebo ovlivňujeme jeho nastavení skrze svalový tonus okolních svalů), nebo důsledkem inhibice nociceptivního vstupu senzorickým vstupem, který vede nervový vzruch do centrální nervové soustavy rychleji, než dráhy pro bolest, a tak by jeho podíl, který je závislý na ploše pokryté páskou, mohl zablokovat ostatní pomalejší senzorické vstupy (Bockrath et al., 1993). Tento fenomén je obecně nazýván vrátková teorie bolesti (gate control theory of pain) a byl poprvé popsán Ronaldem Melzackem. Pokud by ovšem toto platilo, narážíme na otázku, jestli tato forma 'analgezie' může klinicky kompenzovat vzniklou poruchu. Jakékoliv další – leč bezbolestné – namáhání narušeného kloubu by totiž způsobilo pouze jeho větší opotřebení a prohloubení stávající dysfunkce, která byla příčinnou bolesti.

Společného jmenovatele mechanismu redukce bolesti tapingem zatím neznáme, za příklad ale stojí vliv patelárního tapingu u syndromu bolestivého kolene respektive patelofemorálního syndromu (jedním z předpokládaných faktorů je hypotonus m. vastus medialis).

Zde totiž autoři (Crossley et al., 2002; McConnell, 1996; Liebenson, 2007, Mosby, 1995, Cowan, 2006) uvádějí ve většině případů redukci bolesti jako jeden z efektů tapu, ať již byl pozorován primárně či sekundárně. Pokud se v rámci úpravy svalových dysbalancí podaří tapem a manuální terapií upravit takové postavení segmentů, které pohybový systém přetěžovalo a bylo příčinou bolesti, potom je tape, který dokáže korigovat postavení dlouhodobě (což je jedna z nesporných výhod), jednoznačně prostředkem, jak redukovat bolest.

Například Bockrath et al. (1993) zkoumal skupinu osob s „anterior knee pain syndrom“, tedy bolestí přední strany kolenního kloubu. Osoby prováděly chůzi po schodech jako zátěžový test (bolestivá chůze po schodech nahoru i dolů je jedním ze znaků patelofemorálního syndromu) a poté byla hodnocena subjektivní bolest

v podmínkách bez tapu a s tapem dle McConnell. Bylo zjištěno, že taping měl signifikantní vliv na redukci bolesti (až 50%).

3.5.6.3. Taping z hlediska nástupu aktivace svalů

Zajímavá je úvaha nad tím, jak taping mění nástup aktivity svalů a jak mění pohybové stereotypy, pokud má na ně předpokládaný facilitační či inhibiční vliv. Glick et al. (1976) jako první prezentoval studii, ve které sledoval vliv tapu na aktivitu peroneálních svalů. Pomocí elektromyografie a kinematografie zjistili při chůzi vyšší aktivaci zatapovaného m. peroneus brevis ke konci švihové fáze těsně po odrazu. To znamená, že tape měl beze sporu vliv na aktivitu tohoto svalu, protože způsobil jeho facilitaci při pohybu. I přesto, že autor nehovoří o mechanismu působení, tato studie jako jedna z prvních dokládá souvislost mezi tapem a aktivitou svalu, který pod ním leží.

Tape tedy má vliv na facilitaci svalu, ale je nepravděpodobné, že by zvyšoval jeho reflexní odpověď na náhlé protažení. Allison et al. (1999), kteří hodnotili reflexní odpověď peroneálního svalstva na náhlou dynamickou inverzi nezjistili změnu v rychlosti reflexní odpovědi svalu a učinili závěr, že neurofyzilogická odpověď na náhlou inverzi hlezna – tedy náhlou změnu délky svalu, není ovlivněna proprioceptivním nebo exteroceptivním vstupem skrz aplikaci tapingu.

Vliv tapu na pohybový stereotyp dobře dokumentuje studie Nylandy et al. (2002), kteří studovali u basketbalistek vliv patelárního tapu dle McConnell na stereotyp odrazu nohy. Při aplikaci tapu zjistili při odrazu statisticky významné posunutí vrcholu momentu síly v plantě směrem dopředu a dále opoždění nástupu svalové síly svalů planty. Je tedy zřejmé, že taping má jednoznačně vliv i na vzdálené segmenty a mění pohybové stereotypy, respektive nastavení sousedících struktur.

Dobrým příkladem znázorňujícím efekt tapu na aktivaci svalů je patelofemorální syndrom kolenního kloubu. Jednou z jeho příčin je nedostatečná aktivita mediálního vastu m. quadriceps femoris a má se za to, že benefity, které tape přináší, jsou způsobeny právě změnou v jeho zapojení do pohybového stereotypu kolenního kloubu. Časnější aktivace m. vastus medialis při chůzi po schodech u skupiny symptomatických osob (s patelofemoral pain syndrom) byla výsledkem aplikace patelárního tapingu dle McConnell ve studii Cowana et al. (2002),

MacDonald (2004) dle Gilleard et al. (1998) uvádí nejen časnější aktivaci mediálního vastu, ale i opožděnou aktivaci laterálního vastu při chůzi ze schodů v podmínkách s patelárním tapem oproti podmínkám bez tapu. To podporuje tezi, že taping má vliv na změnu nástupu aktivace svalů a proto jsou tyto studie cenné pro teoretická východiska této práce.

3.5.6.4. Taping jako limitující faktor ve výkonu

Pasivní kloubní stabilizace je využívána hlavně ve sportovní medicíně, kde je taping spolu s ortézami častou pomůckou například u chronických kloubních instabilit. Při aplikaci tapu v oblasti kloubu dochází k mechanické vnější podpoře, respektive omezení kloubní hybnosti nebo zamezení pohybu kloubu do nežádoucích (krajních) poloh (Alexander et al., 2003; Host, 1995; Mosby, 1995).

Podle dvou níže uvedených studií se ale jeví pasivní kloubní podpory jako limitující faktor ve výkonnosti. Metcalfe et al. (1997) hodnotil dva druhy pevných tapů hlezna (jeden se třmenovou výztuží) a elastickou ortézu a jejich vliv na výkonnost v pohybové aktivitě ve formě vertikálních výskoků. Výsledky jsou následující: všechny tři typy kloubní podpory významně omezily výšku vertikálního výskoku.

Obecně je však platný názor, že ortézy jsou pro pasivní kloubní stabilizaci vhodnější, což potvrzuje studie Martina et al. (1993), která hodnotí aktivní rozsah pohybu nohy do inverse nohy při chůzi a běhu na treadmillu. Byly porovnávány osoby s různými pasivními podporami hlezna: semirigidní ortéza, elastická ortéza a taping hlezna způsobem closed basketweave (viz ilustrace). Zjistil, že oba typy ortéz omezují aktivní inverzi po výkonu více než-li tape. V tomto bodě je jednoznačné, že jako forma kloubní stabilizace je nejvhodnější rigidní ortéza.

Tape použitý v klinické studii této diplomové práce by tedy svými parametry neměl bránit horšímu výkonu sledovaných subjektů.

3.5.6.5. Taping jako biofeedback

Pokud pracujeme s tělovým schématem, je taping dobrá pomůcka při přestavbě pohybových stereotypů a uvědomování si sebe sama nebo částí těla a jejich pohybů. Brügger koncept používá pojmu „memory tape“, který například při aplikaci na dolní

bederní oblast nejen částečně brání při flexi páteře při předklonu, ale nutí člověka uvědomovat si pohyb a soustředit se na něj (kinestézie). Proto by se dalo hovořit o tom, že tape také ovlivňuje tělesné schéma a člověk může na základě nových aferentních informací z periferie přestavět pohybové stereotypy.

3.5.6.6. Vliv tapingu na podporu cirkulace krve

Pokud se podaří sval, fascii, či podkoží odlehčit a vytvořit mu pevnou vnější oporu, která vyvolá reflexní snížení tonu svalu, zlepšíme tak cirkulaci krve a odtok lymfy z intersticia (Hermachová, 2007). Kinesio Taping (2009) a Liebenson (2007) uvádějí, že dochází k vytvoření většího intersticiálního prostoru v oblasti, která leží pod tapem. Taping mikroskopicky zvedá kůži a tím ulehčuje jednak odtoku tekutin, ale také snižuje tlak na struktury, jako jsou volná nervová zakončení, které tak jsou méně drážděny a nevyvolávají bolest.

3.6. Závěr

To, že některé nálezy při zkoumání efektu tapingu jsou protichůdné, by se dalo vysvětlit těmito nekonstantními faktory: variace v aplikacích tapu, variace ve vlastnostech tapu a ostatních použitých materiálů, metodologická omezení a také komplex povahy biomechanických funkcí kloubů. Diskuze o efektech vnějších kloubních podpor a proprioceptivních vlivů vyžaduje přezkoumání normální biomechanické funkce daných tělních částí a přesné rozlišení užívaných termínů, které popisují pohyb těchto částí. (Wilkerson, 2002).

Je vhodné neopomenout fakt, že aplikace tapu a její výsledný efekt je do určité míry individuální, protože závisí na schopnosti daného organismu adaptovat se na nově navozenou situaci v oblasti pohybového aparátu. Reakce na tape je individuální podle vnímavosti a citlivosti člověka. Záleží na druhu a způsobu aplikace tape, přičemž při zvolení pružného tapu může být subjektivní odezva žádná nebo minimální, při pevném až regresivním zafixování polohy kloubu můžeme pozorovat i vegetativní změny organismu (Hermachová, 2007).

Je také zajímavé, do jaké míry ovlivňuje tape psychický stav daného jedince a do jaké míry má například vliv na prevenci úrazu. Je totiž těžké říci, tkví-li příčina úspěchu profylaktického tapu v aferentním vstupu ze zatapované tělní části nebo tkví-li

v CNS, která změní své nastavení díky tomu, se subjekt cítí s profylaktickým tapem subjektivně bezpečněji. Touto cestou dojde k jinému naladění limbického systému a tedy ke změně zapojení svalových skupin.

4. METODIKA KLINICKÉ STUDIE

4.1. Technické vybavení pro získávání dat

Pro pořízení elektromyografického záznamu byl použit přístroj Telemetry 16 firmy Noraxon Inc. USA a dále jednorázové samolepící Ag/AgCl (stříbro/chlorid stříbrný) elektrody od firmy Noraxon opatřené vodivým gelem, s průměrem adhesivní plochy 3,8cm a průměrem vodivé plochy 1cm. Tyto elektrody odpovídají evropským doporučením pro povrchovou elektromyografii SENIAM (Surface Electromyography for Non-invasive Assessment of Muscles).

4.2. Zkoumaný soubor

Pro klinickou studii bylo vybráno pět zdravých žen ve věku 21 až 25 (průměrný věk 23,0 let), jež byly začleněny do studie po splnění následujících kritérií. Probandi nesměli v minulosti prodělat opakující se distorze či luxace hlezenních kloubů či jiná vážná poranění dolních končetin. Jejich základní anamnestické údaje nesměly vykazovat známky aktuálního onemocnění, celkové únavy, známky nadměrného stresu, nebo aktuální přetížení dolních končetin, které by zkreslovalo výsledky studie. V anamnéze rovněž nesměla figurovat jakkoliv zapříčiněná porucha rovnováhy. Účastníkům studie bylo před měřením doporučeno, aby se vyhýbali jakékoliv aktivitě (práce, sport), která by vedla k přílišné zátěži dolních končetin. Pro aplikaci tapu byla zvolena nedominantní dolní končetina. Probandi byli seznámeni s průběhem studie a podepsali informovaný souhlas pro využití výsledků z měření v rámci diplomové práce.

4.3. Způsob aplikace tapu a specifikace labilní podložky

Tape funkčního třmenu nohy sestával ze dvou pásek lepených ze středu planty a vedených za malleolus medialis resp. lateralis a končících 5cm nad oběma malleoly. Páska měla u všech případů šířku 3cm, délka byla individuálně volena podle proporcí nohy. Jako materiál byl zvolen Omnifix Elastic vyráběný firmou Hartmann-Rico a.s. Výrobce popisuje tape jako porézní folii z netkaného textilu s polyakrylátovým hypoalergenním lepidlem, propouštějící vzduch a vodní páry. Tape byl aplikován v jedné vrstvě a to tak, že nebylo využito jeho elastické složky, kterou má po odmotání

z role tape napříč, ale jeho pevné složky, kterou má tape po odmotání v podélném směru. Nebyl zvolen klasický rigidní tape a to pro jeho horší přilnavost ke kůži, což bylo při anizometrické kontrakci svalů dolních končetin velice důležité.

Způsob této aplikace tapu měl také nespornou výhodu v tom, že umožnil následné nalepení snímacích elektrod přímo na svalová břiška m. tibialis anterior a m. gastrocnemius. EMG signál, který je odebírán ze středu svalového bříška je totiž kvalitnější, než při snímání z okraje svalového bříška. Před aplikací byla místa určená pro taping očištěna a vysušena lihobenzínem a tape bylo poté na nohu aplikován v nulovém postavení v hlezenním kloubu v poloze vleže na břiše s nohama přes okraj stolu.



Obr. 14:



Obr. 15:

Ilustrativní fotodokumentace metodiky tapingu

Aby byla docílena dostatečná svalová únava svalů bérce a zároveň byla snadno dosažitelná v dostupných laboratorních podmínkách, byl zvolen step po dobu 10ti minut. Pro ztížení balančních podmínek byl prováděn na dvou balančních podložkách Theraband (jejich modrá barva odpovídá stupni tuhosti), jež byly vedle sebe umístěny tak, aby se vzájemně dotýkaly a každá dolní končetina spočívala na jedné „čočce“.

4.4. Sběr a analýza dat

4.4.1. Sběr dat

Sběr dat pro klinickou studii byl proveden v kineziologické laboratoři FTVS UK. Měření sestávalo ze 6ti dílčích měření, které jsou z didaktických účelů

chronologicky seřazeny v níže uvedené tabulce jako '*měření 1 -4*', '*step 1*' a '*step 2*'. Před a po stepu byly vždy naměřeny 2 minutové úseky izometrické kontrakce pro m. tibialis anterior a m. gastrocnemius. Toto měření probíhalo nejprve v podmínkách bez aplikace tapu a následně po 30ti minutové pauze (pro svalovou regeneraci) v podmínkách s aplikací tapu. U všech subjektů bylo zachováno stejné pořadí jednotlivých měření.

označení měření	aktivovaný sval	trvání měření	popis měření
<i>měření 1</i>	m. tibialis anterior	2 min	izometrická kontrakce svalu - 30% MVC
	m. gastrocnemius, caput med.	2 min	
<i>step 1</i>	m. tibialis anterior, m. gastrocnemius, caput mediale	10 min	step na balanční ploše
<i>měření 2</i>	m. tibialis anterior	2 min	izometrická kontrakce svalu - 30% MVC
	m. gastrocnemius, caput med.	2 min	
_____	aplikace tapu	_____	aplikace tapu
<i>měření 3</i>	m. tibialis anterior	2 min	izometrická kontrakce svalu - 30% MVC
	m. gastrocnemius, caput med.	2 min	
<i>step 2</i>	m. tibialis anterior, m. gastrocnemius, caput mediale	10 min	step na balanční ploše
<i>měření 4</i>	m. tibialis anterior	2 min	izometrická kontrakce svalu - 30% MVC
	m. gastrocnemius, caput med.	2 min	

Tab. 2: Schéma průběhu experimentu – sled jednotlivých měření

Jako první bylo nutné změřit MVC (maximum voluntary contraction), tedy maximální volní kontrakci sledovaných svalů, což slouží pro vyhodnocování charakteru svalové aktivity v dalších měřeních. Poloha pro měření MVC u m. gastrocnemius byla prováděna vleže na břiše s chodidlem přes okraj lehátka a terapeut fixoval probanda za špičku a patu měřené dolní končetiny, která prováděla izolovanou plantární flexi v nulovém postavení v hlezenním kloubu proti maximálnímu odporu. Poloha pro měření MVC u m. tibialis anterior byla prováděna v sedě na židli, kolenní a kyčelní klouby byly v pravém úhlu, hlezenní kloub v nulovém postavení, terapeut fixoval nárt měřené dolní končetiny a proband prováděl izolovanou dorzální flexi v hlezenním kloubu proti maximálnímu odporu.

Z MVC bylo spočítáno 30% a tato hodnota byla použita pro izometrickou kontrakci v dílčích měření. Hranici 30% MVC proband udržoval pomocí metody

biofeedback, která byla komponentou softwaru počítače, po 2 minuty. Poloha pro měření u m. gastrocnemius byla ve stoje na jedné dolní končetině (což samo o sobě přibližně odpovídalo 30% hranici MVC) a pro přesnou korekci proband eventuálně používal oporu o druhou dolní končetinu či o ruce, které spočívaly na desce stolu. Poloha pro měření u m. tibialis byla stejná jako při měření MVC, ale odpor kladený terapeutem byl nižší a proband sám korigoval intenzitou dorsální flexe 30% hranici MVC.



Obr. 16: Provedení izometrické kontrakce m. gastrocnemius na hranici 30% MVC pomocí metody biofeedback softwarové aplikace.

Step byl prováděn na balančních Theraband podložkách a proband dostal za úkol našlapovat na špičky tak, aby pata nespočívala nikdy plnou vahou na podložce (viz obrázek). Frekvence stepu byla určena na 120 kroků za minutu a udržována pomocí akustického metronomu.



Obr. 17: Zátěžový desetiminutový step na balančních Threraband plochách o frekvenci 120 kroků/min.

Snímací elektrody byly po očištění kůže lihobenzínem lepeny na střed bříška m. tibialis anterior a m. gastrocnemius – caput mediale. Technická charakteristika elektrod je následující: Ag/AgCl elektrody od firmy Noraxon Inc. USA opatřené vodivým gelem, s průměrem adhesivní plochy 3,8cm a průměrem vodivé plochy 1cm. Pro další eventuální měření rychlosti vedení akčního potenciálu byly na bříško svalu přilepeny 4 elektrody a to tak, že se vždy vzájemně dotýkaly. Zemní elektroda byla připevněna na oblast karpálních kostí ruky. Pro ilustraci uvádím níže uvedený obrázek.



Obr. 18: Fotodokumentace umístění snímacích elektrod pro m. tibialis anterior a m. gastrocnemius pro snímání EMG signálu.

Snímací a zemní elektrody byly připojeny k přístroji Telemetrymini 16 firmy Noraxon Inc. USA. Systém byl propojen s počítačem se softwarem pro měření a zpracování EMG dat - MyoResearch XP Master Edition 1.06.21 Noraxon Inc. USA. Pásmové rozmezí pro vlastní měření bylo 5-500 Hz a vzorkovací frekvence 1500 Hz. Synchronně s EMG záznamem byl pořizován také videozáznam u 'stepu 1' a 'stepu 2', aby mohla být zpětně provedena kontrola měření či odstranění artefaktů z výsledných dat.

4.4.2. Analýza dat

Analýza dat byla provedena ve výše uvedeném speciálním programu, kde bylo užito funkce 'frekvenční analýza', která umožňuje analyzovat změny frekvence EMG signálu během izometrických kontrakcí (měření 1-4) a rozdělit každé z nich na 10ti sekundové intervaly. To znamená, že z každého 2 minutového měření je 12 hodnot, které charakterizují změny frekvenčního spektra EMG signálu, přičemž jako sledovaná frekvenční charakteristika byl vybrán medián frekvence. Analýza dat probíhala v následujících krocích a byly vybrány tyto sledované veličiny / parametry:

1. Hodnoty mediánů frekvence EMG signálu u měření po stepu bez aplikace tapu (izometrické kontrakce na hranici 30% MVC) oproti měření po stepu s aplikací tapu. Hodnoty budou statisticky zpracovány párovým dvouvýběrovým T-testem s nerovnoměrným rozptylem hodnot v programu MS Excel.
2. Procentuální vyjádření rozdílu počátečních a konečných hodnot mediánu frekvence EMG signálu po zatížení (stepu) v podmínkách bez tapu oproti podmínkám s tapem: rozdíl první a poslední hodnoty bude vyjádřen procentuálně jako pokles či nárůst mediánu frekvence v jednotlivých měřeních.

5. VÝSLEDKY

5.1. Analýza výsledných parametrů

Pro základní orientaci je v kapitole 'Výsledky' vytvořeno několik tabulek. První dvě analyzují výsledky z procentuálního poklesu či nárůstu mediánu frekvence EMG signálu a další dvě tabulky obsahují výsledky samotného T-testu.

Vzhledem ke snižující se tendenci křivky svalové únavy, hodnotí tabulky 3 a 4 vztah mezi počátečním a konečným mediánem frekvence EMG signálu – tedy pokud mělo měření trvání 120 sekund, jde porovnání intervalu 0. – 10 sek oproti intervalu 110. – 120. sek. Tabulky srovnávají hodnoty měření bez aplikace tapu a s aplikací tapu. Pokles mediánu frekvence mezi počáteční a konečnou hodnotou je v procentuálním vyjádření číslo menší než 100, vzestup odpovídá číslu většímu než 100. U m. tibialis anterior dochází vždy k poklesu křivky, u m. gastrocnemius dochází u 70% k poklesu a u 30% k vzestupu křivky, což bude rozebráno v kapitole níže. Obecný závěr z tabulek vytvořit nelze, ale důležitý je fakt, že step, který měl způsobit prohloubení svalové únavy, způsobil u pouze u 20% měření strmější pokles mediánu frekvence bez ohledu na to, jestli byla měření po stepu s aplikací tapu či bez něj. Srovnání počátečních a konečných hodnot přesto neukazuje, že by medián frekvence pro m. tibialis anterior a m. gastrocnemius klesal strměji bez aplikace tapu nežli s aplikací tapu.

číslo měření	proband 1	proband 2	proband 3	proband 4	proband 5
1 (před zátěží bez tapu)	54,2%	82,6%	58,8%	40,0%	61,0%
2 (po zátěži bez tapu)	57,2%	82,0%	62,5%	46,5%	72,3%
3 (před zátěží s tapem)	51,0%	73,9%	60,5%	69,4%	48,0%
4 (po zátěži s tapem)	51,2%	89,0%	66,6%	65,7%	66,0%

Tab. 3: parametry pro *m. tibialis anterior* ukazující pokles či nárůst mediánu frekvence EMG signálu u počátečního intervalu (1.-10. sek) oproti konečnému intervalu (110. - 120. sek). Hodnota je vyjádřena v %.

číslo měření	proband 1	proband 2	proband 3	proband 4	proband 5
1 (před zátěží bez tapu)	95,7%	76,1%	169,0%	109,6%	76,4%
2 (po zátěži bez tapu)	82,1%	88,1%	133,0%	112,7%	74,3%
3 (před zátěží s tapem)	94,3%	87,5%	186,0%	93,3%	99,4%
4 (po zátěži s tapem)	79,8%	78,6%	224,0%	83,6%	80,4%

Tab. 4: parametry pro *m. gastrocnemius* ukazující pokles či nárůst mediánu frekvence EMG signálu počátečního intervalu (1.-10. sek) oproti konečnému intervalu (110. - 120. sek). Hodnota je vyjádřena v %.

T-testem byla analyzována tendence křivky svalové únavy z měření izometrických kontrakcí jednotlivých svalů po zátěži, která byla prováděna v podmínkách bez aplikace tapu a v podmínkách s aplikací tapu. Byly tedy srovnány dva soubory po dvanácti hodnotách, což vyjadřovalo vztah mezi dvěma měřeními pro daný sval. Tabulky 5 a 6 uvádí výsledky dvouvýběrového T-testu s nerovností rozptylů. Zde jen připomínám hypotézu, že předpokládáme, že skupiny srovnávaných dat si nebudou podobné. Hypotéza je tedy platná, pokud je T-test negativní (číselná hodnota je větší než 0,05).

Pokud se díváme na výsledky dílčích T-testů, dá se říci, že shoda byla nalezena v pěti případech z deseti. To znamená, že porovnávané soubory dat si jsou podobné v 50% případů a tak nelze hovořit o převažující shodě v dílčích T-testech. Ani u jednoho probanda potom nedošlo k takové shodě, aby vyšel T-test negativní u obou hodnocených svalů.

T-test pro <i>m. tibialis anterior</i>	proband 1	proband 2	proband 3	proband 4	proband 5
hodnota parametru: $P(T \leq t) (2)$	0,434734	0,444363	0,058712	0,006901	5×10^{-10}

Tab. 5: Hodnoty T-testu pro porovnání 'měření 2' a 'měření 4' u *m. tibialis anterior*. Parametr $P(T \leq t) (2)$ odpovídá hladině statistické významnosti daného měření. T-test je s 95% pravděpodobností pravdivý, pokud je parametr rovní nebo menší než 0,05.

T-test pro m. gastrocnemius	proband 1	proband 2	proband 3	proband 4	proband 5
hodnota parametru: $P(T \leq t) (2)$	0,00947	0,032604	0,139741	$2,6 \times 10^{-06}$	0,546924

Tab. 6: Hodnoty T-testu pro porovnání 'měření 2' a 'měření 4' u m. gastrocnemius. Parametr $P(T \leq t) (2)$ odpovídá hladině statistické významnosti daného měření. T-test je s 95% pravděpodobností pravdivý, pokud je parametr rovný nebo menší než 0,05.

Pokud sledujeme histogramy jednotlivých měření a křivky konkrétních svalů, je podstatné zmínit nekonstantní hodnoty subjektů 3 a 4, které jsou v porovnání s ostatními subjekty nestandardní. Některé křivky totiž vykazují místo sestupné tendence křivky svalové únavy, křivku vzestupnou. Pravděpodobně tyto hodnoty představují nízkou zátěž, to znamená, že při MVC proband nepoužil maximální sílu a 30% MVC nebyla dostatečnou zátěží po dobu dvou minut. Proto došlo ke zvyšování počtu rekrutovaných motorických jednotek během vlastní izometrické zátěže a tedy ke zvyšování mediánu frekvence.

Celkem je 50% dílčích T-testů pozitivních a 50% negativních, ale nebereme přitom v úvahu to, že jde o různé svaly a různé probandy. Proto je nutné zohlednit vztah dílčích T testů a jednotlivých měřených subjektů. To by se dalo shrnout do těchto bodů:

1. Pro m. tibialis anterior byl T-test negativní* ve 3 případech z 5. (u probanda 1, 2, 3)
2. Pro m. gastrocnemius byl T-test negativní* ve 2 případech z 5. (u probanda 3 a 5)
3. Pro oba měřené svaly byl T-test negativní* u probanda 3.
4. Z deseti provedených T-testů bylo negativních* 5 z 10.

* negativní T-test je hledaným parametrem podle výše uvedených hypotéz.

5.2. Výsledky z pohledu stanovených hypotéz

Stanovené hypotézy nelze vzhledem k nejednoznačným výsledkům experimentu označit jako pravdivé či nepravdivé a prostor pro jejich lepší interpretaci je proto vytvořen v kapitole 'Diskuze'.

6. DISKUZE

Na tomto místě je vhodné shrnout výsledky studie a uvést je do širších souvislostí tematikou teoretické části. Lze říci, že se nepotvrdila hypotéza, že taping má vliv na nástup svalové únavy. Hodnocení pomocí T-testu sestávalo z deseti dílčích hodnot, přičemž 50% z nich mělo pozitivní výsledek. Je však nutno říct, že přestože byl výsledek některých dílčích T-testů negativní, což koreluje s hypotézou, neodpovídá frekvenční charakteristika svalové aktivace předpokládanému poklesu křivky charakterizujícího svalovou únavu.

U třetího subjektu docházelo k nárůstu mediánu frekvence během izometrické kontrakce, což mohlo být způsobeno nedostatečnou MVC při počátku měření a následným zkreslením prahu 30% MVC. Je otázkou, zda-li šlo spíše o jev, způsobený postupným nabíráním dalších motorických jednotek během izometrické kontrakce, nebo k tomuto výsledku došlo z jiných důvodů. Tak jako tak je podíl třetího subjektu na výsledku 20%, což je nezanedbatelné a je to způsobeno nižším počtem měřených subjektů. Zbylých 30% zaujímají T-testy s negativním výsledkem u subjektů 1, 2 a 5. Pouze u nich došlo ke shodě, která byla v souladu s předpokládanou hypotézou. Dá se tedy tvrdit, že výsledek studie není zcela vypovídající, je však možné hledat faktory, které mohly výsledek ovlivnit. Na tomto místě je proto adekvátní zdůraznit, že počet probandů výrazně ovlivnil výsledky studie a zvýšení jejich počtu by bylo žádoucí.

Vzhledem k dostupnosti a obeznámení se s podmínkami práce Vrbové (2009) lze provést srovnání v jednom aspektu. Zatímco při experimentu Vrbové na m. biceps femoris byl nalezen zřetelný nárůst mediánu frekvence ve chvíli, kdy byl aplikován tape, v tomto experimentu nikoliv. Nabízí se vysvětlení, že to je způsobeno odlišností v aplikaci tapu, protože zatímco Vrbová aplikovala tape přímo na svalové bříško, v našem případě jsme se snažili svalovým bříškům vyhnout. Umístění tapu přímo nad svalové bříško může totiž sval dráždit více, než-li aplikace mimo svalové bříško (Vrbová, 2009), a mohl by tedy nárůst mediánu korelovat s přímou neuromuskulární facilitací.

Vraťme se ještě k problematice stanovení MCV. Jak již bylo uvedeno, některé křivky vykazují místo sestupné tendence křivky svalové únavy, křivku vzestupnou. Pravděpodobně tyto hodnoty představují nízkou zátěž, to znamená, že při MVC proband nepoužil maximální sílu a 30% MVC nebyla dostatečnou zátěží po dobu dvou minut.

Proto došlo ke zvyšování počtu rekrutovaných motorických jednotek během vlastní izometrické zátěže a tedy ke zvyšování mediánu frekvence. Je-li možné, že neadekvátní stanovení MVC na počátku měření u třetího subjektu, způsobilo zkreslení dalších naměřených hodnot, je otázkou, do jaké míry je tato výchozí hodnota rozhodující pro všechna ostatní měření. Při vyvíjení MVC hraje velkou měrou roli motivační faktor jednotlivých subjektů. I během následného udržování hranice 30% MVC na základě programu biofeedback je možný nesoulad mezi požadovanou virtuální hodnotou a hodnotou reálnou, i přesto, že subjekt byl vždy kontrolován a upozorňován minimálně jedním pozorovatelem. Co se týče 10ti minutového úseku stepu na balanční ploše, který způsoboval přiblížení nástupu svalové únavy při dalších izometrických kontrakcích, je možné polemizovat nad individuální mírou únavy či vyčerpání subjektu, která byla úměrná jeho fyzické kondici. Nebylo však cílem způsobit svalovou únavu ještě při stepu a vzhledem k jeho opakování a ostatním izometrickým zátěžím se jeví jako naprosto dostačující. Zátěž v izometrických kontrakcích je potom přímo úměrná silovému potenciálu jedinců a je tedy interindividuálně relativní.

Jako nejméně hmatatelná se jeví specifická reakce respektive adaptace jednotlivých subjektů na aplikovaný tape. Ta by vysvětlovala rozdílné vjemy z aplikace tapu při samotném měření. Je totiž zajímavé, že nepředpokládaný vývoj křivky ve smyslu jejího nárůstu se objevil u subjektů 3 a 4, které při probíhajícím měření jako jediné neuváděly subjektivní pozitivní odezvu na tape během stepu na balanční ploše. Pozitivní odezvou se rozumí, pocit větší stability, či komfortu zatapované oblasti, nebo naopak pocit většího napětí v nezatapované dolní končetině oproti zatapované. Právě nižší subjektivní vnímavost vůči tapu u subjektů 3 a 4 zajímavě koreluje s nestandardním průběhem křivky frekvenčního spektra, což se u subjektů 1, 2 a 5 neobjevilo.

Dalším diskutabilním bodem je vlastní taping, jeho užití v dané studii a možné vlivy, které přináší jeho konkrétní aplikace. Tape funkčního třmene nohy by mohl mít pro směr tahu jeho pásek stabilizační vliv na kotník v dynamickém pohybu do dorziflexe a mohl by tak mechanicky ulehčovat práci m. gastrocnemius. Důležité je poznamenat odlišnost typu kontraktility obou svalů, což bylo zmíněno v teoretické části práce. Proto připomínám následující fakta. M. tibialis anterior je bifázický sval: první funkce je zajištění dorsiflexe a inverse nohy při dopadu paty na podložku, eventuálně decelerační excentrická aktivace; druhá funkce svalu při chůzi je dorziflexe při

akceleraci kmihové fáze – to je nejvyšší hodnota zrychlení dolní končetiny ve fázi kmihu a objevuje se v průběhu odvíjení paty a přenášení váhy na špičku druhostranné dolní končetiny. Odvinutí paty od podložky je funkcí m. triceps surae, který je monofázický, je tedy během krokového cyklu aktivní hlavně jednou a to je nejvíce patrné až v momentě odvíjení palce od podložky. M. tibialis anterior a m. gastrocnemius byly vždy logicky popisovány z hlediska jejich funkce při lokomočním mechanismu. V rámci této práce je tedy podstatné minimálně rozebrat možné specifické rozdíly mezi normální chůzí a modifikovaným stepem, který byl v klinické studii užít. Při stepu – tedy přešlapování na místě – nedocházelo k plnému kontaktu paty s podložkou. Noha se nedostávala do dorsiflekčně-inverzního postavení a nedocházelo k deceleraci kroku, protože těžiště probanda se vychylovalo převážně laterolaterálně a ne směrem vpřed. Proto byl m. tibialis anterior „ochuzen“ o svou běžnou funkci, kterou má při chůzi. To znamená, že práce při pohybu dolních končetin by mohla spočívat více na m. gastrocnemius více nežli je to mu za normálních okolností. Tape, který by svou polohou a směrem tahu měl m. gastrocnemius napomáhat, měl tedy své opodstatnění stejně tak jako volba druhu fyzické zátěže – tedy step na balanční ploše. V praxi bylo ovšem zjištěno, že tape má vliv i na m. tibialis anterior, jehož funkce byla původně myšlena spíše jako kontrolní. Paradoxně z deseti dílčích T-testů byly negativní tři právě u m. tibialis anterior a dva u m. gastrocnemius.

Domnívám se, že tento fakt podporuje teoretické východisko pro mechanismus vlivu tapu skrz koordinaci agonisto-antagonistických svalových skupin. Jestliže totiž tape, který svým mechanickým tahem napomáhá spíše m. gastrocnemius, ovlivní i jeho antagonistu, je vliv proprioceptivního vstupu na koordinaci agonisto-antagonistické skupiny pravděpodobný.

Zastavme se ještě ale u terminologie. Pojem propriocepce je lehce problematický z hlediska jeho užívání v klinických studiích a jejich souhrnech. S vymezením propriocepce tematicky souvisejí za prvé studie zkoumající reflexní odpověď svalu na dynamickou inverzi kotníku při aplikaci tapu (Allison et al., 1999) a za druhé studie obhajující vliv tapu na joint position sense a joint position perception, tedy rozpoznání polohy kloubu (Simoneau et al., 1997; Heit et al., 1996, Robbins et al., 1995), které stojí ve vzájemném rozporu. Vzniká zde totiž nesoulad mezi tím, jaké úkoly jsou subjektům s tapingem zadávány, protože zatímco při pomalém pohybu či rozpoznávání stávající polohy v kloubu je „propriocepce“ tapem zkvalitněna, při

rychlém dynamickém pohybu při kloubu tomu tak není. Jak v podmínkách se zatížením a bez zatížení (to znamená v odlehčení kloubu od hmotnosti subjektu) se zdá být ale dle většiny studií polohocit tapem podpořen. Při stepu o frekvenci 120 kroků za minutu se dá říci, že zdaleka nedochází k takové rychlosti pohybu v kloubu, jako tomu bylo při náhlé dynamické inverzi ve studii Allisona. Proto lze mechanismus proprioceptivního benefitu tapingu považovat za možný a dá se tvrdit, že teoretická východiska z jiných studií byla při tomto experimentu použita adekvátně.

Tape jako takový by pravděpodobně plnil lepší proprioceptivní úlohu, pokud by byl aplikován i na ventrální stranu hlezna. To nebylo provedeno ze tří důvodů. Jedním je snaha o standardizaci aplikace tapu, tedy snaha o použití daného způsobu aplikace a nevytvářet či nemodifikovat jiné způsoby aplikace. Proto se funkční třmen nohy, který byl součástí výukového rámce na katedře fyzioterapie FTVS UK, zdál být vhodnou volbou v klinické studii. Druhým důvodem je praktická snaha nelepit tape na svalové břicho svalu, jehož aktivaci v rámci studii objektivizujeme, což nám pomohlo úplně se vyhnout problematice směru lepení tapu oproti směru svalových vláken. Zatím totiž nebyly potvrzeny teze, že tape aplikovaný podélně ke svalovým vláknům sval facilituje a tape aplikovaný příčně ke svalovým vláknům sval inhibuje (Alexander et al. 1993, 1998) a stejně tak teze, že vliv tapu závisí na natažení či „nakrabacení“ tapu před nalepením (Vrbová, 2009). Třetí důvod se vrací k tématice EMG, která byla probrána výše. Vzhledem k síle EMG signálu, která se liší podle toho, na jakou část svalového břicha bude snímací elektroda nalepena, je optimální lepit elektrody přímo na střed svalového břicha. Proto i fakt, že tape nebyl lepen na vlastní sval, rozšiřuje možnosti aplikace snímacích elektrod do jiných oblastí. Pro další eventuální studie byly aplikovány na břicho svalu 2 páry elektrod, a tak může být z nasnímaných dat analyzována rychlost vedení elektrického vzruchu vláknem svalu.

Podstatným faktorem, který mohl teoreticky způsobit zhoršený vliv tapu při tapingu hlezna, a celkově je možná slabou stránkou aplikace tapingu, je potenciální ztráta mechanických vlastností tapu nebo eventuální adaptace mechanoreceptorů kůže na tape. Martin et al. (1993), Greene, Hillman (1990) a Frankeny et al. (1993) uvádějí, že tape může ztrácet svoji pevnost po deseti až dvaceti minutách různých typů pohybových činností. Tato doba byla během měření v podmínkách s aplikací tapu dosažena, protože pouze čistý čas, po který probandi vykonávali izometrické a anizometrické svalové kontrakce, dosáhl osmnácti minut.

Co se týče adaptace receptorů je nutno podotknout následující věc. Schopnost a doba adaptace receptoru je odvislá od toho, jakou rychlostí dochází k poklesu amplitudy generátorového potenciálu nebo poklesu frekvence akčních potenciálů generovaných tímto vláknem. To je faktor individuální a záleží na genetických dispozicích centrální a periferní nervové soustavy, ale i na jejím aktuálním stavu. I když jsou tedy z hlediska tapingu, jak bylo řečeno v teoretické části práce, důležité hlavně receptory SA I a SA II, je nemožné individuálně vymezit dobu tak zvané pomalé adaptace a je naopak možné, že doba, po kterou byl tape v této studii ponechán na kůži, překročila hranici adaptace mechanoreceptorů.

Z hlediska podávaného výkonu by námi použitý typ tapu neměl působit ve smyslu omezení výkonu, což je další významný aspekt, který by mohl v konečném důsledku místo oddálení svalové únavy přivodit paradoxně její rychlejší nástup. Studie Martina et al. (1993) a Metcalfa et al. (1997) uvádějí například podstatné omezení vertikálního výskoku nebo omezení rozsahu hybnosti. Používají však ve svých klinických studiích tape typu basketweave, který sestává s mnoha vrstev rigidního tapu, který slouží hlavně jako pevná stabilizační podpora. Funkční třmen nohy sestává ze dvou pruhů elastického tapu, které by mechanicky neměly zamezit kloubní hybnosti, takže tape použitý v klinické studii této diplomové práce by svými parametry neměl bránit horšímu výkonu sledovaných subjektů.

V neposlední řadě je vhodné zmínit průběh a sled samotného měření. Vycházeli jsme z předpokladu, že doba 30 až 40 minut bude dostatečná ke svalové regeneraci mezi fázemi měření bez aplikace tapu a fází měření s tapem. Je však možné, že individuálně docházelo v určitých časových úsecích ke zvýšení svalové únavy v důsledku nedostatečné regenerace a to zejména při sériích izometrických kontrakcí, které nedovolují příliš kvalitní odtok metabolitů z kontrahovaného svalu. Další faktory jako jsou individuální motivace a celkové psychické naladění během měření, které mohlo mít vliv na výkony jedinců, zmiňuji spíše pro ucelenost tématu než pro jejich závažnost.

7. ZÁVĚR

Cílem práce bylo lépe se zorientovat v aktuálních dostupných informacích o tapingu a na jejich základě sestavit studii, která by mohla tuto problematiku obohatit. Taping je hojně užívaný a znalosti o mechanismu jeho působení jsou důležité pro jeho správnou aplikaci a eventuální rozvoj. V literatuře však často nacházíme buď různorodé informace o účincích tapingu nebo rozporuplné výsledky klinických studií snažících se tyto účinky analyzovat.

Klinická studie této práce se pokoušela o lepší interpretaci vztahu mezi tapingem a svalovou únavou a za předpokládaný mechanismus vlivu byla pokládána změna charakteru aferentního cití. Tato myšlenka byla dále rozvedena a zformulována v hypotézu, že změna proprioceptivního vstupu skrze tape, může ovlivnit svalovou koordinaci a způsobit ekonomizaci pohybu – tedy zefektivnit svalovou aktivaci a oddálit svalovou únavu. Jako objektivizační metoda byla zvolena povrchová EMG a jako sledovaný parametr byl zvolen medián frekvence EMG signálu při izometrické kontrakci svalu, která byla naměřena po fyzické zátěži, charakterizované stepem na balanční plošině. Křivka mediánu frekvence měla vykazovat nestejnou tendenci poklesu v podmínkách bez aplikace tapu oproti podmínkám s tapem.

Statistická analýza podpořila tuto hypotézu z 50ti % a nelze ji tedy zcela potvrdit ani vyloučit. Vodítkem k objasnění tohoto experimentu může být fakt, že tapem byly ovlivněny oba dva zkoumané svaly a m. tibialis anterior paradoxně větší měrou než m. gastrocnemius, pro kterého byl tape z mechanického aspektu příhodnější. Důležité je brát v úvahu počet probandů v experimentu, domnívám se totiž, že jejich větší počet by hypoteticky mohl vést k jednoznačnějším výsledkům. Považuji za pravděpodobné, že pokud taping ovlivňuje proprioceptivní vstup, který změní centrální přenastavení koordinace agonisto-antagonistické souhry, mohl by tímto mechanismem být ovlivněn nástup svalové únavy.

8. LITERATURA

1. ALEXANDER, CM., MCMULLAN, M., HARRISON, PJ. What is the effect of taping along or across a muscle on motoneurone excitability? A study using Triceps Surae. *Manual Therapy* 2008;(13)1:57-62.
2. ALEXANDER CM, STYNES S, THOMAS A, LEWIS J, HARRISON PJ. Does tape facilitate or inhibit the lower fibres of trapezius? Department of Physiology, University College London. *Man Ther.* 2003 Feb;8(1):37-41.
3. ALEXANDER, R. Functional fascial taping – fascial taping review. *Manual Therapy* 2007; 12: 10-13.
4. ALLISON, GT., HOPPER, D., MARTIN, L., TILLBERG, N., WOODHOUSE, D. The influence of rigid taping on peroneal latency in normal ankles. School of University, Curtin University of Technology. *Australian Journal of Physiotherapy.* 1999; 45(3): 195-201.
5. AMINAKA, N., GRIBBLE, PA. A Systematic Review of the Effects of Therapeutic Taping on Patellofemoral Pain Syndrome. University of Toledo, Toledo, OH. *Journal of Athletic Training* 2005; 40(4): 341–351.
6. BASMAJIAN, JV., DE LUCA, CJ. *Muscle Alive: Their functions revealed by electromyography.* 1985, 5. vydání.
7. BOCKRATH, K., WOODEN, C., WORRELL, T., INGERSOLL, CD., FARR, J. Effects of patella taping on patella position and perceived pain. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 1993, *Physical Therapy* 1998.
8. CORDOVA, ML., CARDONA, CV., INGERSOLL, CD., SANDREY, MA. Long-Term Ankle Brace Use Does Not Affect Peroneus Longus Muscle Latency During Sudden Inversion in Normal Subjects. Sports Injury Research Laboratory, Athletic Training Department, Indiana State University. *Journal of Athletic Training* 2000;35(4):407-411.
9. COWAN, SM., BENNELL, KL., HODGES, PW. Therapeutic patellar taping changes the timing of vasti muscle activation in people with patellofemoral pain syndrome. *Clinical Journal of Sport Medicine* 2002; 12(6): 339-47.
10. COWAN, S.M., HODGES, P.W., CROSSLEY, K.M., BENNELL, K.L. Patellar taping does not change the amplitude of electromyographic activity of the vasti in a stair stepping task. *British Journal of Sports Medicine* 2006; 40: 30-34.
11. CROSSLEY, K., BENNELL, K., GREEN, S., PHD, COWAN, MCCONNELL, J. Physical Therapy for Patellofemoral Pain. *American Journal of Sports and Medicine* 2002; 30(6): 857-865.
12. ČIHÁK, R. *Anatomie 1.* 2. vyd. Praha: Grada, 2003.

13. DELACERDA, FG. Effects of underwrap conditions on the supportive effectiveness of ankle strapping with tape. *J Sports Med Phys Fitness*.1978;18:77-81.
14. DE LUCA G. , Fundamental concepts in EMG signal acquisition. Delsys. 2001.
15. DUFEK, J. Elektromyografie. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, Brno: 1995. ISBN 80-7013-208-6.
16. FEUERBACH, JW., GRABINER, MD. Effect of the Aircast on unilateral postural control: amplitude and frequency variables. *Journal of Orthopaedics Sports and Physical Therapy* 1993;7:149–154.
17. FEUERBACH, JW., GRABINER, MD., KOH, TJ., WEIKER, GG. Effect of an ankle orthosis and ankle ligament anesthesia on ankle joint proprioception. *American Journal of Sports Medicine*. 1994;22:223–229.
18. FUMICH, RM., ELLISON, AE., GUERIN, GJ., GRACE, PD. The measured effect of taping on combined foot and ankle motion before and after exercise. *Am J Sports Med*. 1981;9:165-170.
19. FOX, James F., DEL PIZZO, Wilson. The Patellofemoral joint. McGraw-Hill, Inc 1993. ISBN 0-07-021753-x.
20. GABRIEL, Y.F. Patellar taping does not affect the onset of activities of vastus medialis obliquus and vastus lateralis before and after muscle fatigue. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 2005; 84: 106–111.
21. GLICK, JM., GORDON, RB., NISHIMOTO, D. The prevention and treatment of ankle injuries. *American Journal of Sports Medicine* 1976;4:136–141.
22. GROSS, MT., BRADSHAW, MK., VENTRY, LC., WELLER, KH. Comparison of support provided by ankle taping and semirigid orthosis. *J Orthop Sport Physical Therapy*. 1987; 9: 33-39.
23. GROSS, MT., LAPP, AK., DAVIS, JM. Comparison of Swede-O Universal ankle support and Aircast Sport-Stirrup orthoses and ankle tape in restricting eversion-inversion before and after exercise. *J Orthop Sport Phys Ther*. 1991;13:11-19.
24. HALSETH T., MCCHESENEY, JW., DEBELISO, M., VAUGHN, R., LIEN, J. The effects of kinesioteape on proprioception at the ankle. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2004;3:1-7.
25. HERMACHOVÁ, H. Proprioceptivní nervosvalová facilitace. Ústní sdělení ve formě přednášek. Katedra Fyzioterapie FTVS UK. 2006-2007.
26. HEIT, EJ., LEPHART, SM., ROZZI, SL. The effect of ankle bracing and taping on joint position senses in the stable ankle. *Journal of Sport Rehabilitation* 1996;5:206–213.

27. HINMAN, RS., CROSSLEY, KM., MCCONNELL, J., BENNELL, KL. Efficacy of knee tape in the management of osteoarthritis of the knee: blinded randomised controlled trial. *British Medical Journal* 2003; 327: 135.
28. HOST, HH. Scapular taping in the treatment of anterior shoulder impingement. *Phys Therapy* 1995; 75:803-812.
29. CHEN, PL., HONG, WH., LIN, CH., CHEN, WC. Biomechanics Effects of Kinesio Taping for Persons with Patellofemoral Pain Syndrome During Stair Climbing. 4th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2008. Volume 21;3:395-397.
30. JAKLOVÁ, T. Technika Funkčního tapu v terapii funkčních poruch hybného systému, diplomová práce, Praha, Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 1999, 72 s.
31. JANDA, V. Funkční svalový test. Praha : Grada Publishing, 1996. 325 s.
32. JANWANTANAKUL, P., GAOGASIGAM, CH. Vastus lateralis and vastus medialis obliquus muscle activity during the application of inhibition and facilitation taping techniques. Department of Physical Therapy, Faculty of Allied Health Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand 2004. *Clinical Rehabilitation* 2005, Vol. 19, No. 1, 12-1.
33. KARLSSON, J., ANDREASSON, GO. The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability. An electromyographic study. *American Journal of Sports Medicine*. 1992;20(3):257-61.
34. KABELÍKOVÁ, K., VÁVROVÁ, M. Cvičení k obnovení a udržování svalové rovnováhy (příprava ke správnému držení těla). 1.vyd. Praha : Grada/Avicenum, 1997. 240 s. ISBN 80-7169-384-7.
35. KADAŇKA, Z.; BEDNAŘÍK, J.; VOHÁŇKA, S. *Praktická elektromyografie*. 1994. ISBN 80-7013-181-0.
36. KEETCH, A. The Effects of Adhesive Spray and Prewrap on Taped Ankle Inversion Before and After Exercise [master's thesis]. Provo, UT: Brigham Young University; 1992.
37. KELLER, O. *Obecná elektromyografie: Fyziologické základy a elektrofyziologická vyšetření*. Triton, 1999. ISBN 80-7254-047-5.
38. KENNEDY, R. *Mosby's Sports Therapy Taping Guide*. Mosby Year Book Inc. 1995. ISBN 0-8151-5198-5.
39. KINUGASA, R., AKIMA, H. Neuromuscular Activation of Triceps Surae Using Muscle Functional MRI and EMG. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2005; 37: 593–598.

40. KRÁLÍČEK, P. Úvod do speciální neurofysiologie. Ústav fyziologie lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Plzni. Plzeň. 1995. ISBN 80-7184-014-9.
41. KŘEN, J., ROSENBERG, J., JANÍČEK, P. Biomechanika. Plzeň: Vydavatelství Západočeské univerzity, 1997, 380s. ISBN 80-7082-365-8.
42. LEWIT, K. Manipulační léčba v myoskeletární medicíně. 5. vyd. Praha : 2003. 411 s. ISBN 80-86645-04-5.
43. LIEBENSON, C. et al. Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual. 2. vydání. 2007.
44. MACDONALD, R. Taping Techniques - principles and practice, second edition, Butterworth-Heinemann, 2004, ISBN 0-7506-4150-9.
45. MACGREGOR, K., GERLACH, S., MELLOR, R., HODGES, PW. Cutaneous stimulation from patella tape causes a differential increase in vasti muscle activity in people with patellofemoral pain. Journal of Orthopaedic Research 2005; 23(2): 351-8.
46. MANFROY, PP., ASHTON-MILLER, JA., WOJTYS, EM. The effect of exercise, prewrap, and athletic tape on the maximal active and passive ankle resistance to ankle inversion. Am J Sports Med. 1997;25: 156-163.
47. MARTIN, N., HARTER, RA. Comparison of Inversion Restraint Provided by Ankle Prophylactic Devices Before and After Exercise. Journal of Athletic Training. 1993;28 (4):324-329.
48. MATĚJŮ, H. *Vliv funkčního tapu zdravého chodidla na jeho interakci s podložkou během chůze*, diplomová práce, Praha, Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2004, 62s.
49. MCCONNELL, J. Management of patellofemoral problems. Manual Therapy 1996; 1(2): 60-66.
50. METCALFE, RC., SCHLABACH, GA., LOONEY, MA., RENEHAN, EJ. A Comparison of Moleskin Tape, Linen Tape, and Lace-Up Brace on Joint Restriction and Movement Performance. Journal of Athletic Training 1997;32:136–141.
51. MICKEL, TJ., BOTTONI, CJ., TSUJI, G., CHANG, K., BAUM, L., TOKUSHIGE, KN. Prophylactic Bracing Versus Taping for the Prevention of Ankle Sprains in High School Athletes. The Journal of Foot & Ankle Surgery 2006; 45(6):360–36.
52. NOUZA, M., SVOBODA, V., Chronický únavový syndrom. Praha : Galén, 1998. 87s. ISBN 80-85824-93-0.

53. NYLANDA, JA., ULLERYB, LR., CABORNB, DNM. Medial patellar taping changes the peak plantar force location and timing of female basketball players. *Gait and Posture* 2002; 15(2): 146-152.
54. PÁNEK, D. Problém identifikace kontrakční strategie svalu. Disertační práce. Katedra Anatomie a Biomechaniky FTVS UK. 2009. 130s.
55. PAVLŮ, D. Taping ve fyzioterapii. Ústní sdělení ve formě přednášek. Katedra Fyzioterapie FTVS UK. 2008.
56. PÁRAL, J. Malý atlas obvazových technik. Praha: Nakladatelství Grada, 2008. 978-80-247-2255-9.
57. PEDOWITZ DI, REDDY S, PAREKH SG, HUFFMAN GR, SENNETT BJ. Prophylactic bracing decreases ankle injuries in collegiate female volleyball players. Department of Orthopaedic Surgery, University of Pennsylvania School of Medicine, Philadelphia. *American Journal of Sports Medicine*. 2008 Feb;36(2):324-7.
58. PERRIN, DH. Athletic taping and bracing. 2nd edition. 2005. University of North Carolina at Greensboro. ISBN-10: 978-0-7360-4811-8.
59. PFEIFFER, RP., DEBELISO, M., SHEA, KG., KELLEY, L., IRMISCHER, B., HARRIS, C. Kinematic MRI Assessment of McConnell Taping Before and After Exercise. *American Journal of Sports Medicine* 2004; 32(3): 621-628.
60. RICARD MARK, D., SHERWOOD, W., STEPHEN, M., SCHULTHIES S., KNIGHT, K. Effects of Tape and Exercise on Dynamic Ankle Inversion. *Journal of Athletic Training* 2000;35(1):31-37.
61. RIEMANN, BL., LEPHART, SM. The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. University of Pittsburgh, Pittsburgh. *Journal of Athletic Training* 2002; 37(1): 80–84.
62. ROBBINS, S., WAKED, E., RAPPELT, R. Ankle taping improves proprioception before and after exercise in young men. Department of Mechanical Engineering, Concordia University and McGill University Centre for Studies in Aging, Montreal, Canada. 1995. *Br. J. Sports Med.*, 1995, Vol. 29, No. 4, pp. 242-247.
63. SCHERRER, J., Únava. Praha: Victoria Publishing, 1995, 1. vydání. 95s. ISBN 80-85865-73-4.
64. SIMONEAU, GG., DEGNER, RM., KRAMPER, CA., KITTELSON, KH. Changes in ankle joint proprioception resulting from strips of athletic tape applied over the skin. *Journal of Athletic Training*. 1997;32:141–148.
65. SPINA, R., CAMERON, M., ALEXANDER, R. The effect of functional fascial taping on Morton´s neuroma. *ACO* 2002; 10(1): 45-50.

66. SPRIGINGS, EJ., PELTON, JD., BRANDELL, BR. An EMG analysis of the effectiveness of external ankle support during sudden ankle inversion. Canadian Journal of Applied Sports Science. 1981;6:72–75.
67. THELEN, MD., DAUBER, JA., STONEMAN, PD. The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy 2008 Jul; 38(7): 389-95.
68. VÉLE, F. Kineziologie posturálního systému. Praha: Unitisk, 1995.
69. VÉLE, F. Kineziologie pro klinickou praxi. Praha: Grada Publishing, 1997.
70. VRBOVÁ, M. Vliv tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken na aktivitu pod ním ležícího svalu, diplomová práce, Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2009, 80s.
71. WILKERSON, GB. Biomechanical and Neuromuscular Effects of Ankle Taping and Bracing. The University of Tennessee at Chattanooga, Chattanooga, TN. Journal of Athletic Training 2002;37(4):436–445.
72. YOSHIDA, A., KAHANOV, L. The Effect of Kinesio Taping on Lower Trunk Range of Motions. Department of Kinesiology, San Jose State University, San Jose, California, USA. Research in Sports Medicine 2007; 15(2): 103 – 112.
73. ZEMAN, M. Obvazové techniky. Praha: Nakladatelství Grada, 1994. ISBN 80-7169/052-X.

Elektronické zdroje:

74. KATEDRA ANATOMIE A BIOMECHANIKY, FTVS UK. Skripta Patobiomechanika a Patokinesiology, Kompendium, oddíl Biomechanika. [online] Praha, 2004. Čerpáno 25.7.09. Dostupné na:
<http://www.biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/index.php>
75. KINESIOTM TAPING, Kinesio koncept. [online] Čerpáno 20.3. 2009. Dostupné na:
<http://www.kinesiotaping.com>
76. OTÁHAL, J. Elektromyografie. Katedra anatomie a biomechaniky FTVS UK. 2001. [online] Čerpáno 25.7.09. Dostupné na
<http://biomech.ftvs.cuni.cz/kab/archiv/index.php>.
77. REEVES, DA., EMEL, TJ. Ankle Taping and Bracing. Emedicine 1994-2009 by Medscape. [online] Čerpáno 20.3. 2009. Dostupné na:
<http://emedicine.medscape.com/article/86495-overview>.

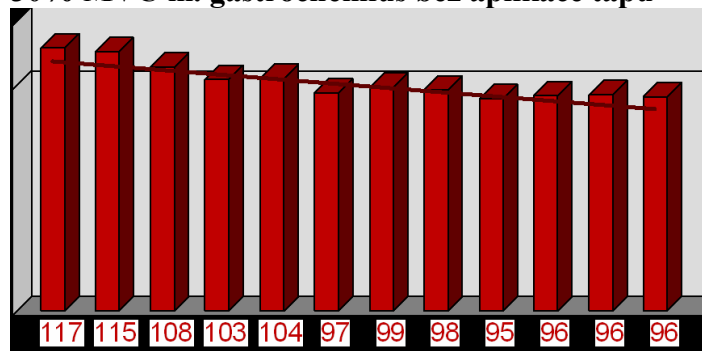
9. PŘÍLOHY

9.1. Histogramy zachycující změnu frekvenční charakteristiky EMG signálu při izometrických kontrakcích v podmínkách bez tapu a s tapem

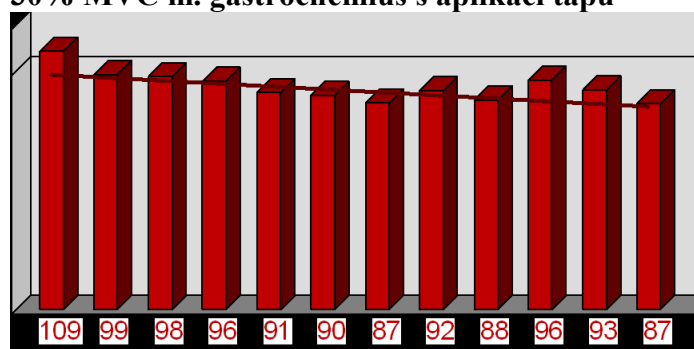
V této kapitole jsou uvedeny jednotlivé grafy, které vykreslují závislost mediánu frekvence EMG signálu [Hz] na čase [sek] při dvouminutových izometrických kontrakcích při 30% MVC. Na grafu vždy vidíme 12 hodnot, které charakterizují medián frekvence EMG signálu [Hz] pro desetisekundový interval z celého záznamu.

9.1.1. Proband 1

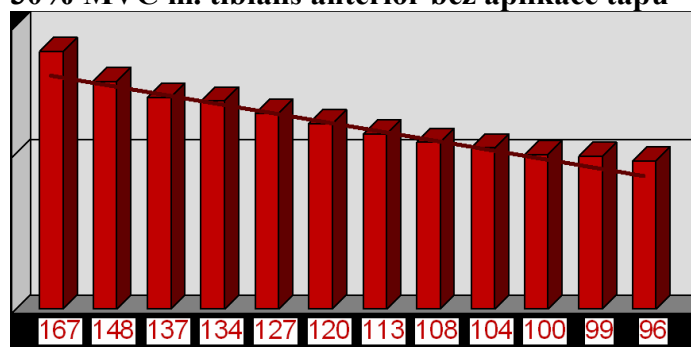
30% MVC m. gastrocnemius bez aplikace tapu



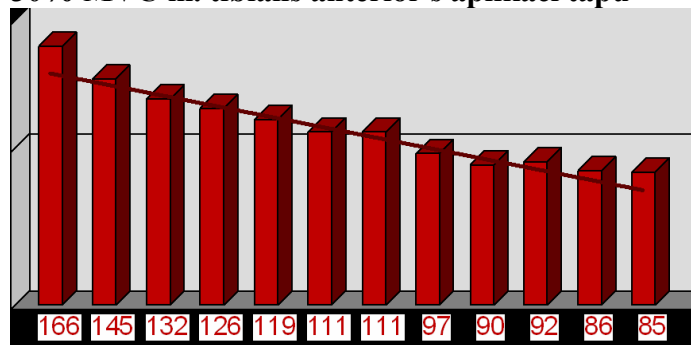
30% MVC m. gastrocnemius s aplikací tapu



30% MVC m. tibialis anterior bez aplikace tapu

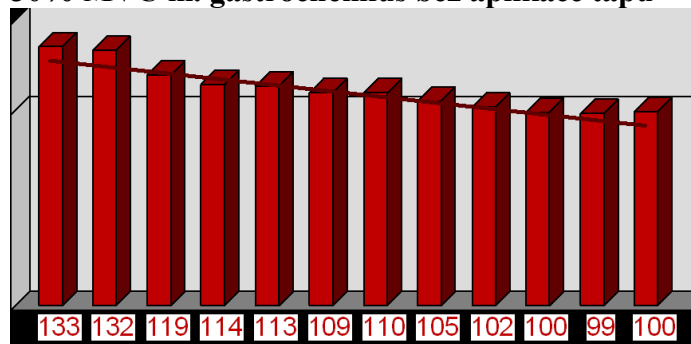


30% MVC m. tibialis anterior s aplikací tapu

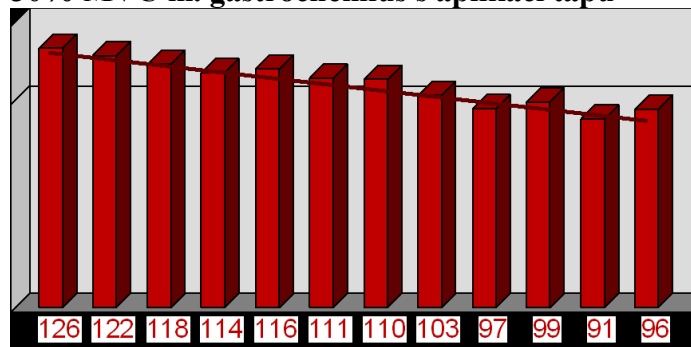


9.1.2. Proband 2

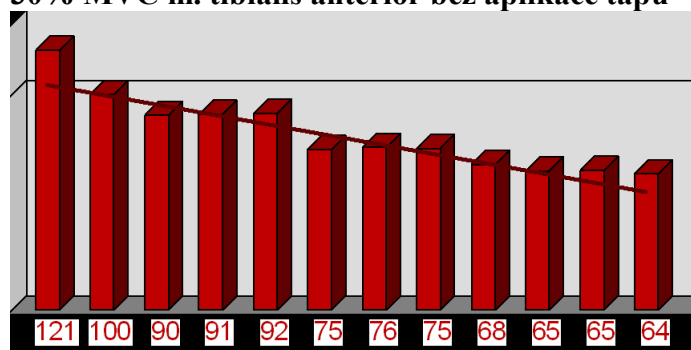
30% MVC m. gastrocnemius bez aplikace tapu



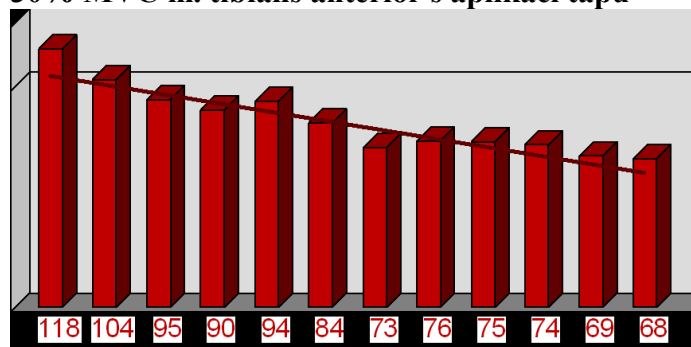
30% MVC m. gastrocnemius s aplikací tapu



30% MVC m. tibialis anterior bez aplikace tapu

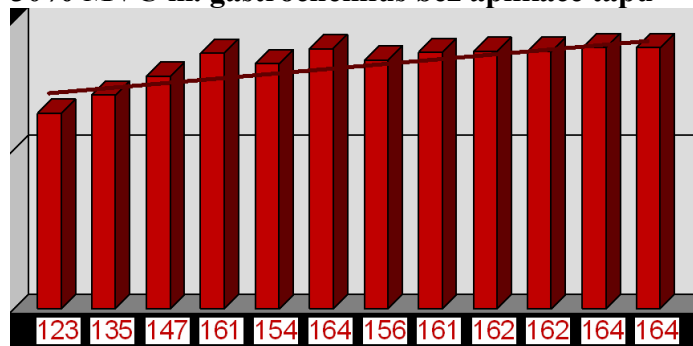


30% MVC m. tibialis anterior s aplikací tapu

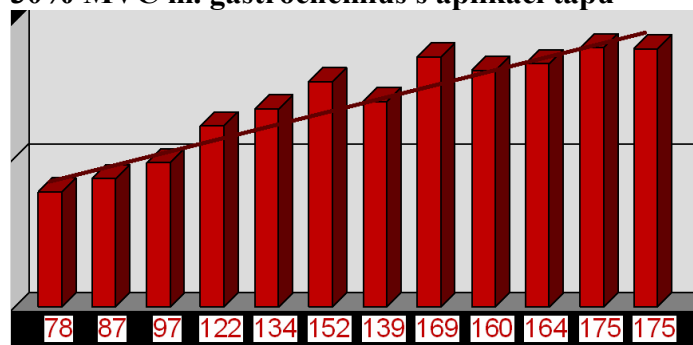


9.1.3. Proband 3

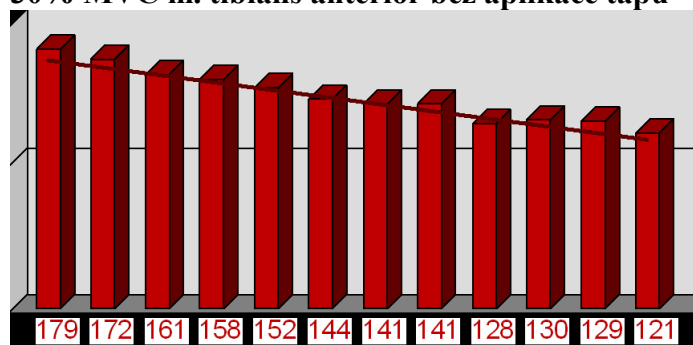
30% MVC m. gastrocnemius bez aplikace tapu



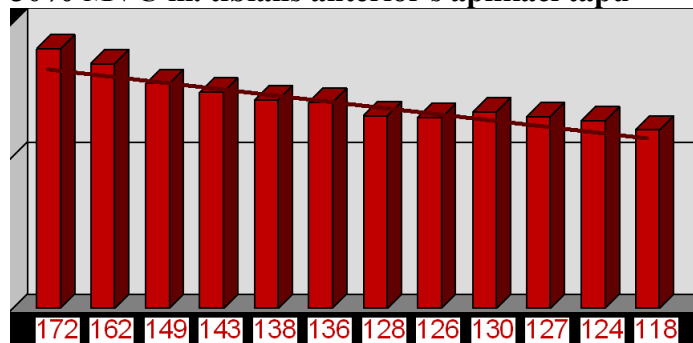
30% MVC m. gastrocnemius s aplikací tapu



30% MVC m. tibialis anterior bez aplikace tapu

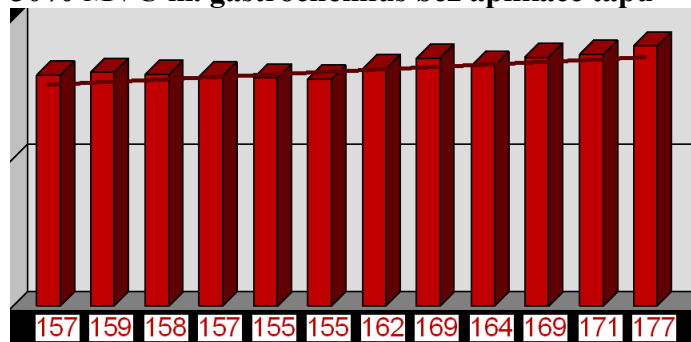


30% MVC m. tibialis anterior s aplikací tapu

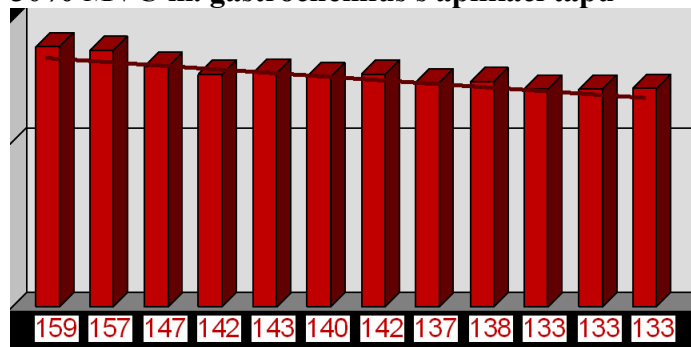


9.1.4. Proband 4

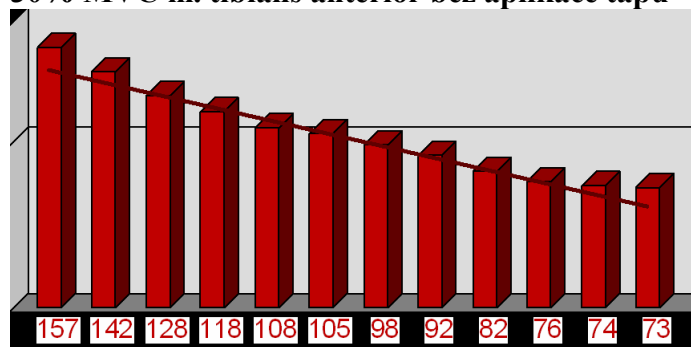
30% MVC m. gastrocnemius bez aplikace tapu



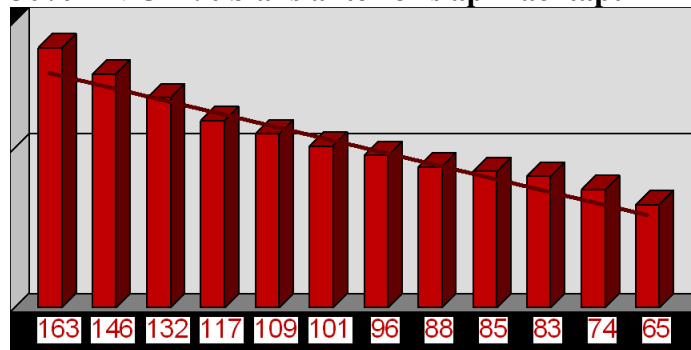
30% MVC m. gastrocnemius s aplikací tapu



30% MVC m. tibialis anterior bez aplikace tapu

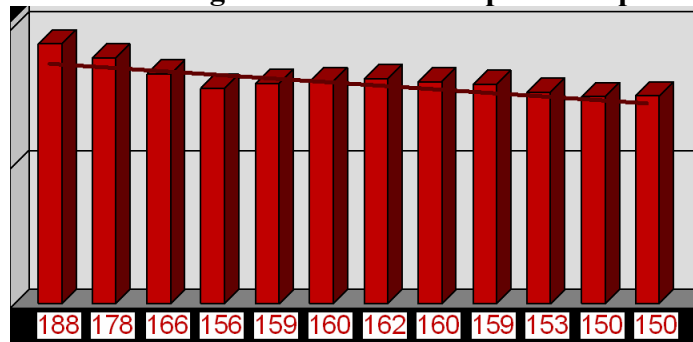


30% MVC m. tibialis anterior s aplikací tapu

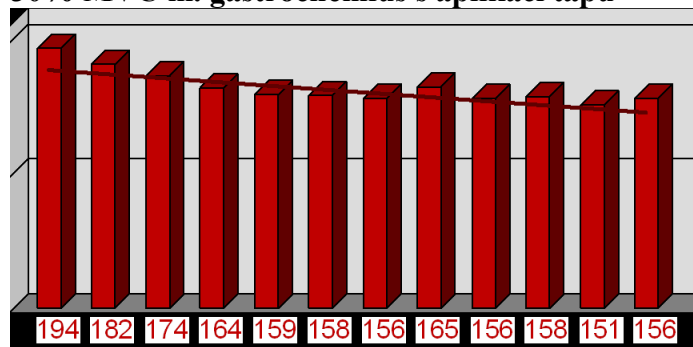


9.1.5. Proband 5

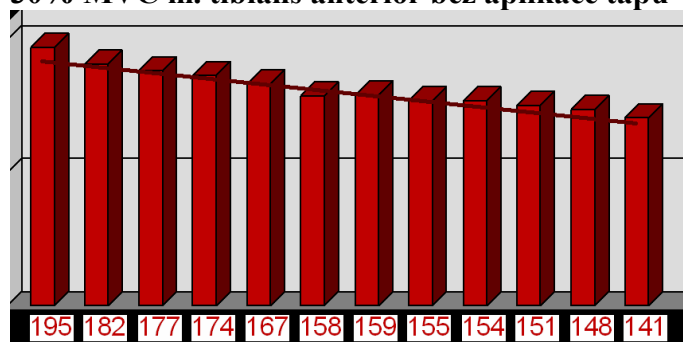
30% MVC m. gastrocnemius bez aplikace tapu



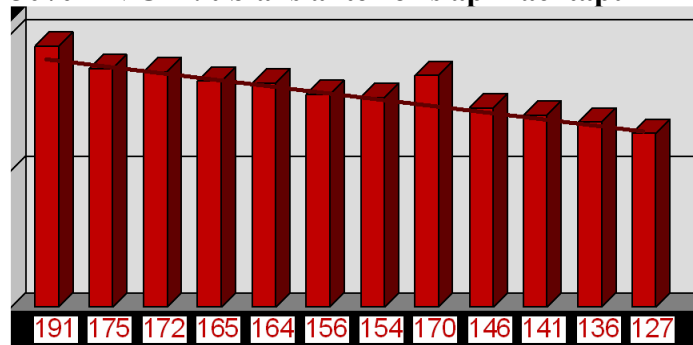
30% MVC m. gastrocnemius s aplikací tapu



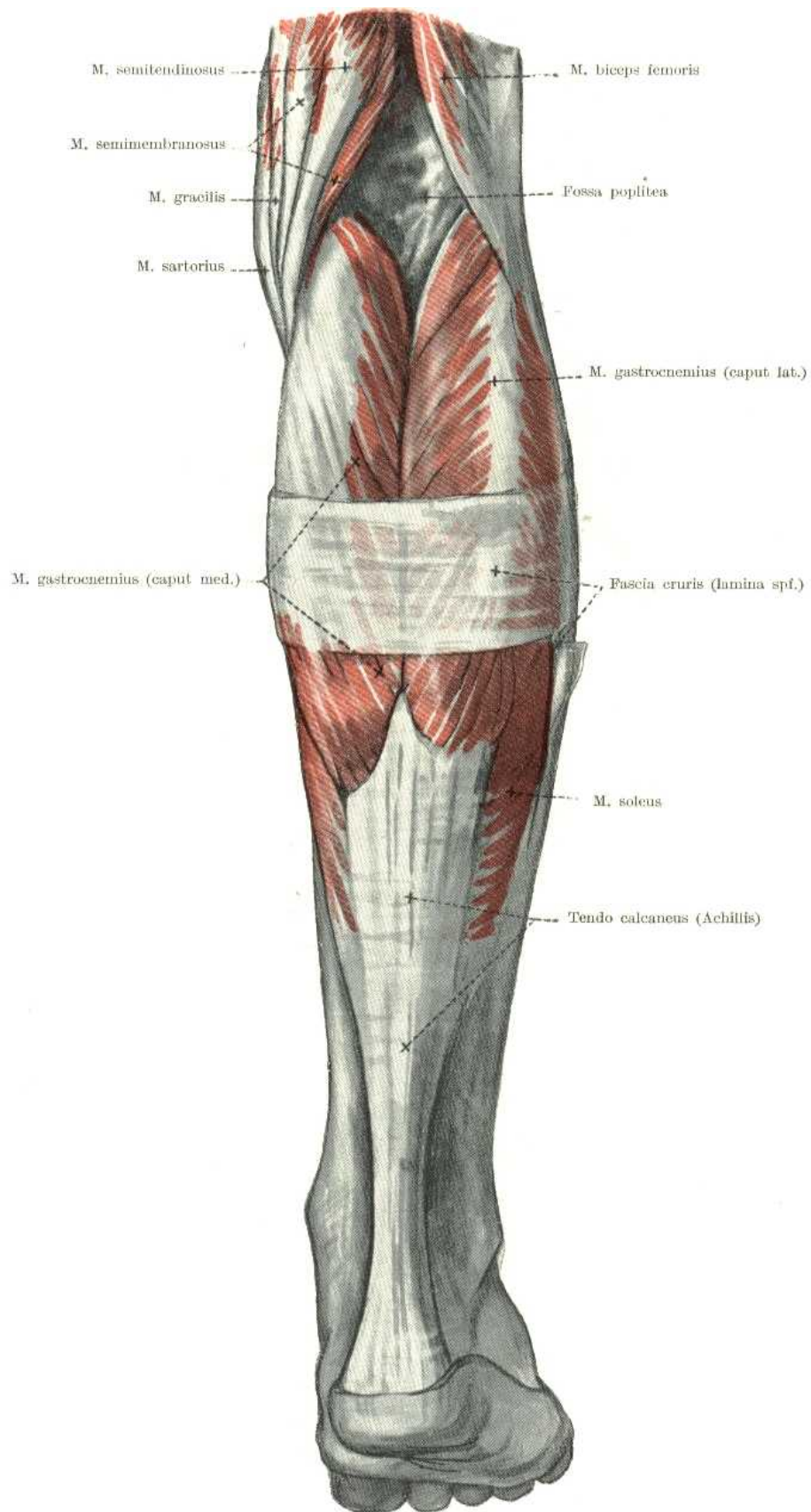
30% MVC m. tibialis anterior bez aplikace tapu



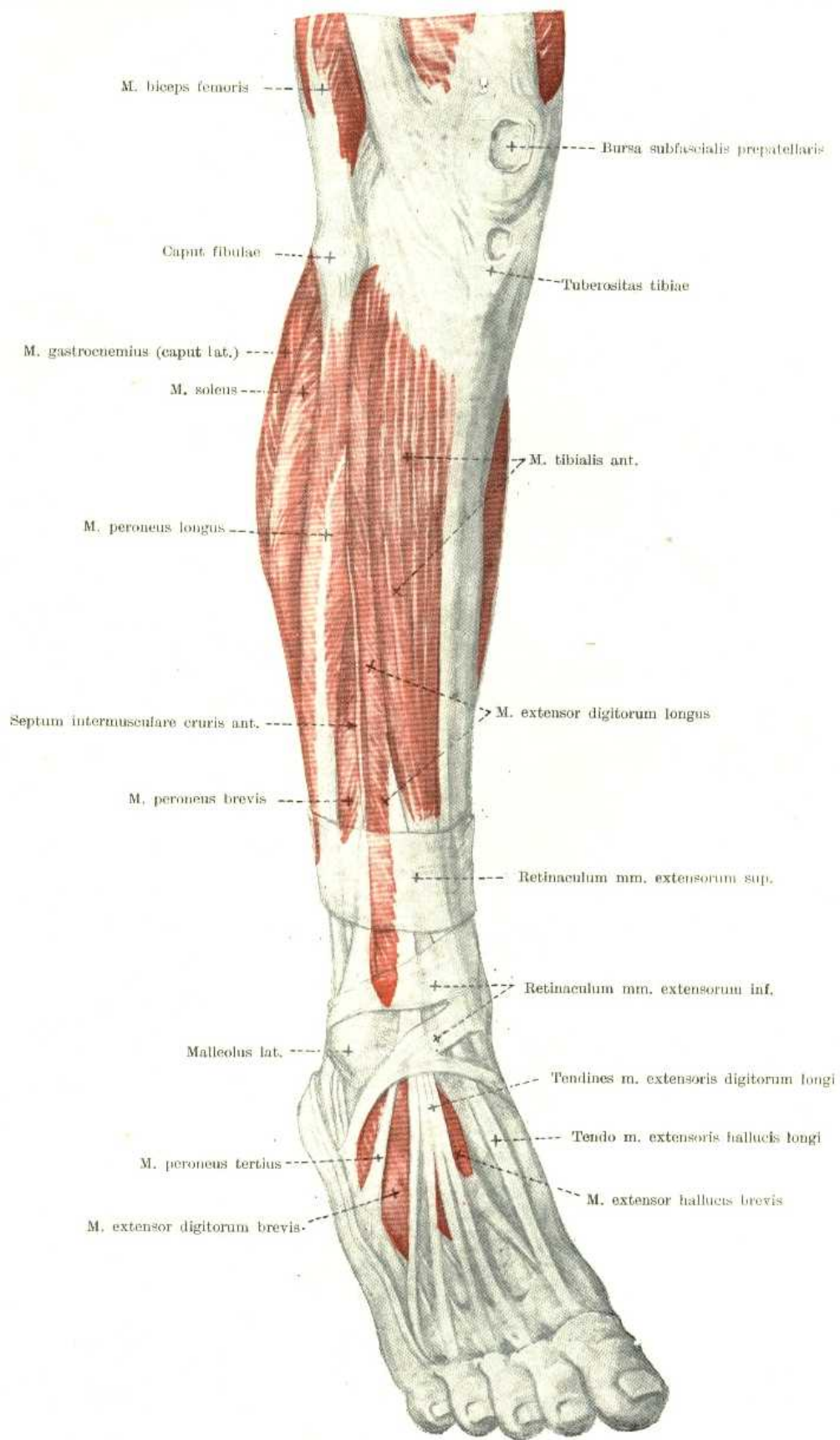
30% MVC m. tibialis anterior s aplikací tapu



9.2. Ilustrační obrázky k anatomii svalů bérce



Obr. 19: Skupina svalů lýtky



Obr. 20: *Ventrální skupina svalů bérce*

9.3. Vzor informovaného souhlasu a žádost o vyjádření etické komise

Univerzita Karlova v Praze

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Katedra Fyzioterapie

Informovaný souhlas

Název klinické studie:

Vliv tapu aplikovaného v oblasti hlezenního kloubu na nástup svalové únavy m. tibialis anterior a m. gastrocnemius

Popis klinické studie:

Studie bude zaměřena na sledování únavy svalů bérce během fyzické aktivity a to s aplikací a bez aplikace tapovací pásky. Svalová únava bude měřena pomocí plošných elektrod EMG při izometrické a a anizometrické kontrakci m. tibialis a m. gastrocnemius a to v podmínkách s aplikací tapu v oblasti hlezna a bez aplikace tapu. Bude sledována tendence změn svalové únavy v těchto dvou podmínkách a výsledná data budou použita a analyzována v diplomové práci. Vaše osobní údaje však nebudou použity jinak, než v rámci práce a výsledky naměřených dat budou zveřejněny anonymně. Ve studii nebude využito žádných invazivních metod. Toto měření bude provedeno jednorázově a předpokládaná doba pro měření se bude pohybovat mezi 2-3 hodinami. S časovým rozvržením budete předem seznámen(a).

Informovaný souhlas:

- Přečetl jsem si informaci o klinické studii a bylo mi umožněno položit řešiteli odpovědnému za studii jakýkoliv dotaz ohledně průběhu klinické studie jak před tak během jejího konání.
- Vím, že účast ve studii je dobrovolná a že od ní mohu kdykoliv bez udání důvodů odstoupit.

Souhlasím s účastí v klinické studii a zveřejněním výsledků studie.

Jméno probanda:

Datum:

Podpis:

Jméno řešitele: Bc. Zdeněk Louda

Datum:

Podpis:

